

SELKÄRANGAN KUORMITTUMINEN SAUVAKÄVELYSSÄ

Jouni Pynnönen

Biomekaniikan Pro Gradu tutkielma

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2005

Työn ohjaaja: Teemu Pullinen

TIIVISTELMÄ

Pynnönen Jouni. 2005. Selkärangan kuormittuminen sauvakävelyssä. Biomekaniikan pro gradu tutkielma. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto. s. 55.

Tässä työssä vertailtiin selkärangan kuormittumista sauvakävelyssä ja kävelyssä. Tutkimuksessa oli 9 koehenkilöä. Koehenkilöt suorittivat tavallisen kävelyn ja sauvakävelyn normaalilla sekä kevennetyllä sauvavoimalla. Kevennetty sauvavoima oli 30 % normaalista keskimääräisestä sauvavoimasta, joka oli määritetty sauvakävelyn aikana oskilloskoopilta. Suoritusten kesto aika oli 30 minuuttia, jonka aikana koehenkilöt kävelivät juoksumatolla nopeudella 6 km/h yhden asteen kulmalla. Tutkimuksessa koehenkilöiltä mitattiin stadiometrillä pituus ennen ja jälkeen kävelysuoritusten. Codas-ohjelmalla kerättiin sauvavoimatiedot sekä Paromed Systems:in laitteistolla jalkapohjien paineet.

Tutkimuksen tuloksena oli, että selkärangan kasaanpainuminen oli suurinta normaalilla sauvakävelyllä ($4,85 \pm 1,6$ mm). Kävelyssä selkäranka painui kasaan $3,27 \pm 1,6$ mm ja Kevennetyssä sauvakävelyssä $2,1 \pm 1,5$ mm. Kävelyn ja normaalin sauvakävelyn välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero ($p \leq 0,05$). Lisäksi kevennetyn ja normaalin sauvakävelyn välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero ($p \leq 0,01$). Kävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Sauvavoimat normaalissa ($r=0,67$) ja kevennetyssä ($r=0,77$) sauvakävelyssä korreloivat kantauskun maksimipaineen kanssa tilastollisesti merkitsevästi ($p \leq 0,05$).

Yhteenvetona voidaan todeta, että normaali sauvakävely aiheuttaa suuremman selkärangan kasaanpainumisen verrattuna tavalliseen kävelyyn, kun käytetään samaa kävelynopeutta. Lisäksi sauvavoimat ja kantauskun maksimipaine korreloivat keskenään eli sauvavoiman kasvaessa kantauskun maksimipaine kasvaa. Selkärangan suuri kasaanpainuminen johtuneekin osaltaan normaalin sauvakävelysuorituksen alun suuremmasta kantauskun voimakkuudesta tavalliseen kävelyyn verrattuna. Toinen tekijä on mahdollisesti normaalissa sauvakävelyssä tapahtuva suurempi kiertoliike lannerangassa kuin kävelyssä. Normaalin sauvakävelyn suurempi pituuden muutos kävelyyn verrattuna ei ole kuitenkaan todennäköisesti haitallinen selkävivusta kärsiville ihmisille

Asiasanat: Sauvakävely, Selkärangan kuormittuminen, Stadiometri

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

JOHDANTO

| | | |
|---|--|----|
| 1 | SELKÄRANGAN RAKENNE..... | 6 |
| | 1.1 Nikamat | 7 |
| | 1.2 Välilevyt | 9 |
| 2 | SELKÄRANGAN KUORMITUKSEN MITTAAMINEN | 11 |
| | 2.1 Emg-mittaus | 11 |
| | 2.2 Liikeanalyysi | 12 |
| | 2.3 Suorat in vivo-menetelmät..... | 13 |
| | 2.4 Stadiometri | 15 |
| 3 | SELKÄRANGAN KUORMITTUMISEEN VAIKUTTAVIA TEKIJÖITÄ | 18 |
| | 3.1 Vuorokausivaihtelun vaikutus | 18 |
| | 3.2 Kohtisuora aksiaalinen selkärangan kuormitus ja vartalon asennon vaikutus | 19 |
| | 3.3 Eri liikuntasuoritusten vaikutus | 20 |
| 4 | SAUVAKÄVELYN ERITYISPIIRTEET | 23 |
| | 4.1 Syke, hapen- ja energiankulutus sekä verenpaine | 23 |
| | 4.2 Sauvakävelyn vaikutus alaraajojen liikemekaniikkaan | 24 |
| 5 | TUTKIMUKSEN TARKOITUS | 27 |
| 6 | TUTKIMUSMENETELMÄT | 28 |
| | 6.1 Tutkimuksen ensimmäisen päivän protokolla..... | 28 |
| | 6.2 Tutkimuksen toisen päivän protokolla..... | 29 |
| | 6.3 Koehenkilöt..... | 29 |
| | 6.4 Pituusmittaus..... | 30 |
| | 6.5 Sauvavoimat | 31 |
| | 6.6 Painepohjalliset..... | 32 |
| | 6.7 Tilastolliset analyysit | 33 |
| 7 | TULOKSET | 34 |
| 8 | POHDINTA | 45 |
| 9 | LÄHTEET..... | 51 |

JOHDANTO

Sauvakävelyn suosio on nousemassa tällä hetkellä maailmalla. Sauvakävelyllä on todettu olevan terveyttä edistäviä vaikutuksia, kuten kävelyä suurempi energiankulutus. Tällä hetkellä on menossa TULES- vuosikymmen 2000 - 2010, joka on YK:n ja WHO:n tukema projekti (Grönblad ym. 2001). Maailmanlaajuisen TULES (tuki- ja liikuntaelinsairauksien) vuosikymmenhankeen tavoitteena on lisätä väestön tietoutta tuki- ja liikuntaelinsairauksien ehkäisystä. TULES -vuosikymmenen painopistealueita ovat selkäsairaudet, nivelsairaudet, osteoporoosi, raajojen vaikeat vammat sekä lasten ja nuorten vaikeat nivelsairaudet.

Selkäsairaudet ovat merkittävä kansanterveysongelma, ja yksi tärkeimmistä lyhyt- ja pitkäaikaista työkyvyttömyyttä aiheuttavista sairausryhmistä (Riihimäki 1999). Tutkimuksen mukaan neljällä viidestä 30 vuotta täyttäneestä on esiintynyt joskus selkäkipua ja joka toisella on ollut yli viisi selkäkipujaksoa. Selkävun esiintyvyys on pysynyt jokseenkin muuttumattomana viimeisten 20 vuoden aikana. Kliinisen arvion perusteella pitkäaikaisten selkä-oireyhtymien määrä on vähän laskenut. Muita vastaavalla tavalla hankittuja valtakunnallisia tietoja ei ole Suomesta eikä muista maista saatavilla, joten tietoja suomalaisten tuki- ja liikunta-elinten sairauksista ei voida vertailla muiden väestöjen tilanteeseen (Riihimäki ym. 2002).

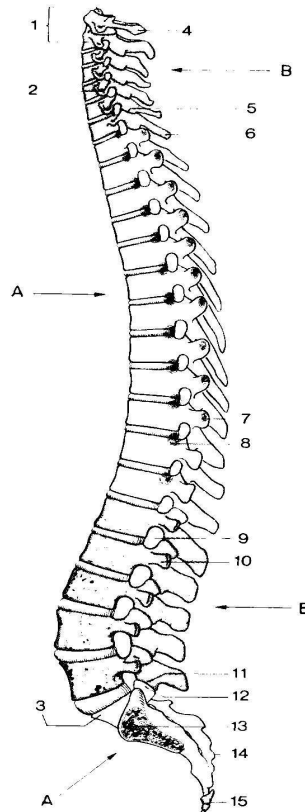
Simo Taimela (1999) kertoo kirjoituksessaan ”selkäkipu vai –vaiva”, että selkäsairauksien hoitokäytännöt ovat muuttuneet rajusti kymmenessä vuodessa. Vuodelepo on nyt pannassa ja akuuttiin selkäkipuun suositellaan mahdollisimman normaalin elämän jatkamista ja kroonisessa selkävaivassa liikunta on yksi harvoja hoitomuotoja, joiden tehosta on vahva näyttö.

Callaghan ym. (1999) ovat tutkineet alaselän kolmiulotteisia nivelten voimia, kinemaatiikkaa ja kinetiikka kävelyn aikana. Tutkittavia kohtia olivat kävelynopeuden vaikutus, käsien heiluttelun vaikutus selkärangan kuormittumisessa, lantiorangan liike ja lihasten aktivaatio. Tutkimuksessa käytettiin kolmea eri kävelytiheyttä ja kahta eri käsien heilahdusliikettä. Yhteenvetona voidaan todeta, että kudosten kuormitus on kävelyn aikana vähäisempää, kuin kuormituksessa, joka aiheutetaan monissa tarkoin määrättyissä kun-

toutustehtävissä. Tämä tukee sitä, että kävely on viisas valinta yleiseksi selän harjoitteeksi ja kuntoutusohjelmiin. Kävelyä on usein suositeltu kuntoutusharjoitteeksi sellaisille ihmisille, joilla on alaselän vammoja. Hidas kävely rajoittuneella käsien heilahduksilla tuottaa enemmän staattista lantiorangan kuormitusta ja liikemallia, joka voi olla haitallinen vammoille ja kudoksille. Nopea kävely tuottaa enemmän vaihtelevaa kuormitusta lantiorankaan. (Callaghan ym. 1999.) Sauvakävelyn osalta tutkimustietoa on vähän. Tässä pro gradu työssä halutaan selvittää onko selkärangan (kokoon puristava) kuormitus erilaista sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Aikaisempia tutkimuksia aiheesta ei ole tiettävästi tehty.

1 SELKÄRANGAN RAKENNE

Selkäranka muodostuu 32 - 34:sta nikamasta.. Ylhäältä alaspäin mentäessä selkärankaan kuuluvat seitsemän kaula- ja 12 rintanikamaa. Lisäksi siihen kuuluvat viisi lanne- ja viisi ristiniikamaa sekä viisi häntänikamaa. Aikuisella ihmisellä risti- ja häntänikamat ovat sulautuneet osittain yhteen. Selkärangan nikamien välissä sijaitsevat joustavat välilevyt.



KUVA 1. Selkärangan rakenne. B. Kaula- ja lannerangan lordoosi. A. Rintarangan ja ristiluun kyfoosi. 1. Aksis. 2. Poikkihaarakkeen reikä, jonka kautta kulkee nikamavaltimo. 3. Ristikukku-la. 4. Kahden naapurinikaman nivelhaarakkeiden välinen nivel. 6. Okahaarake. 7. Rintanikaman poikkihaarakkeen nivelpinta, johon kylkiluun kyhmy niveltyy. 8. Kylkiluun päähän vastaava nivelpinta. 9. Nikamanväliaukko, selkäydinhermon ulostuloaukko. 10. Lannenikaman poikkihaarakke. 11 ja 12. Alimman lannenikaman ja ristiluun välinen nivel. 13. Suoliluuhun vastaava ristiluun nivelpinta. 14. Yhteen kasvaneista okahaarakkeista muodostunut ristiluun harju. 15. Häntäluu. (Mukailtu Nienstedt ym. 1991, s. 108.)

Aikuisen selkärangalle on ominaista, että kaula- ja lannerangassa on kaari eteenpäin. Tätä kaarta kutsutaan lordoosiksi. Rintarangan ja ristiluun kohdalla kaari on taaksepäin.

Tätä kutsutaan kyfoosiksi. (KUVA 1) Selkäranka muodostaa vahvan tuen vartalolle. Sitä tukee lihaksien lisäksi suuri määrä siteitä. Lyhyimmät siteet kulkevat kahden naapurinikaman välillä ja pisimmät siteet kallonpohjasta häntäluuhun asti. Eniten siteitä on lanne- ja ristirangassa. (Nienstedt ym. 1991, s.109 - 113.)

1.1 Nikamat

Nikaman kantavana osana on nikaman solmu, josta lähtee taaksepäin nikaman kaari. Peräkkäiset nikaman kaaret muodostavat selkärangan kanavan, jossa sijaitsee selkäydin. Jokaisesta nikaman kaaresta lähtee seitsemän haaraketta. Ne toimivat siteiden ja jänteiden kiinnittymiskohtina. Nikamasta lähtee suoraan taaksepäin okahaarake ja sivulle päin suuntautuu kaksi poikkihaaraketta. Loput neljä nivelhaaraketta nivELYTYVÄT ylös- ja alaspäin naapurinikamiin. Peräkkäisten nikamien solmut liittyvät toisiinsa nikamavälilevyn välityksellä. (Nienstedt ym. 1991, s.109 - 113.)

Kaularangan nikamat ovat pienimmät 24. liikkuvasta nikamasta. Ne sijaitsevat kallon ja rintakehän välillä (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454). Kaksi ylintä kaularangan nikamaa ovat atlas ja aksis. Ne poikkeavat rakenteeltaan muista nikamista. Atlas on ensimmäinen kaulanikama. Se on muodoltaan rengasmainen, eikä siinä ole nikaman solmua tai taaksepäin suuntautuvaa okahaaraketta. Atlaksessa olevat kaksi nivelkuoppaa liittyvät takaraivonluun nivelnastoihin. Edellä mainituissa nivelissä tapahtuu pään nyökkäysliike. Atlaksen kummallakin sivulla on poikkihaarakkeet sekä aukko nikaman valtimoa varten. (Nienstedt ym. 1991, s.109 - 113.)

Toinen kaulanikama, aksis, huolehtii pään kiertoliikkeestä. Sen hammas työntyy ylöspäin atlaksen kaaren läpi. Aksis liittyy nivelpintojen kautta atlakseen. Muita aksiksessa olevia osia ovat nikaman sivuilla olevat nikaman valtimon reiät ja poikkihaarakkeet sekä kaksikärkkinen okahaarake eteenpäin. Aksiksessa on nikaman solmu, mutta atlaksessa sitä ei ole. (Nienstedt ym. 1991, s.109 -113.)

Kaularangan nikamista myös seitsemäs nikama poikkeaa muista nikamista. Siinä on pienemmät aukot sivuilla laskimosuonia varten ja pidempi okahaarake taaksepäin. Kolmannen ja seitsemännen kaulanikaman selkäydinkanavan aukko on suurempi kuin

muiden nikamien. Tämä johtuu siitä, että siellä kulkevat ylävartalon hermot. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

Rintarangan nikamat ovat yhteydessä kylkiluihin. Rintarangan nikamien selkäydinkanavan aukko on pyöreä ja pienempi kuin kaula- tai lannerangan nikamien aukot. Lannerangassa olevat nikamat ovat suurimmat kaikista nikamista. Ne sijaitsevat alaselässä kahdennentoista rintanikaman ja ristiluun välillä. Lannerangan nikamat ovat vahvoja rakenteeltaan. Viides lannenikama on suurin, koska se joutuu kantamaan koko ylävartalon painon. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

Lannerangan nikamissa olevat selkäydinkanavien aukot vaihtelevat muodoltaan ensimmäisen lannenikaman ovaalin muodosta viidennen lannenikaman kolmion muotoon. Lannerangan nikamien poikkihaarakkeita kutsutaan kylkiluuhaarakkeiksi, koska ne ovat syntyneet kylkiluuaiheen sulautuessa poikkihaarakkeeseen (Nienstedt ym. 1991, s. 109 - 113.). Taaksepäin suuntautuvan okahaarakkeen ja sivuhaarakkeen välissä oleva nivelhaarake lannenikamassa mahdollistaa eteen- ja taaksepäin taivutuksen sekä sivutaivutuksen. Samalla se estää rotaatiota. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

Ristiluu on kolmikulmainen kiilan muotoinen luu, joka on tavallisesti muodostunut viidestä ristinikamasta. Aikuisella ihmisellä ristinikamat ovat kasvaneet yhteen. Ristiluun yläosa on liittynyt viidenteen lannenikamaan ja alaosaan häntäluuhun. Ristiluu on usein leveämpi naisilla kuin miehillä pituussuunnassa, mutta ensimmäisen ristinikaman runko on yleensä suurempi miehillä. Ristiluun kummallakin sivulla on laaja nivelpinta, johon lonkkaluu on niveltynyt. Kyseisessä nivelessä liikkuvuus on vähäistä, koska nivelpintojen muoto ja monet jäykät nivelsiteet estävät liikkumisen. Yläruumiin painon aiheuttama rasitus siirtyy nivelten välityksellä selkärangasta lonkkaluun kautta alaraajoihin. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

Häntäluu on pieni kolmion muotoinen luu, joka on usein muodostunut neljästä häntänikamasta. Häntäluussa voi olla yksi nikama enemmän tai vähemmän. Häntäluu on yläosaan liittynyt ristiluuhun. Ensimmäinen nikama on suurin kaikista häntänikamista. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

1.2 Välilevyt

Vierekkäisten nikamien solmut liittyvät yhteen nikamavälilevyn välityksellä. Nikaman välilevyt ovat muodoltaan rengasmaisia ja suhteellisen ohuita. Ne sijoittuvat nikamien väliin viistosti tasaiselle pinnalle, joka ympäröi selkäydinkanavan aukkoa. Nikamien välilevyjä ei ole ensimmäisen ja toisen kaulanikaman välissä. Välilevyt muodostuvat syykehästä ja ytimestä. Välilevyn syykehä on kuituista ainetta, kun taas välilevyn ydin on enemmän rustoinen kuin kuituinen. Se on normaalisti hyvin elastinen. Välilevyn ydin on sijoittunut enemmän välilevyn takaosaan kuin keskelle. Se sisältää suuren vesipitoisuuden, joka on suurimmillaan vastasyntyneellä ja vähenee iän lisääntyessä. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

Välilevyn ydin ottaa vastaan pystysuuntaisia iskuvoimia ja imee ne itseensä. Se käyttäytyy kuin puolinnostemäinen pallo nikaman rungossa. Nikamien välilevyt vaihtelevat paksuudeltaan eri selkärangan alueilla. Paksuimmillaan ne ovat lantion alueella ja ohuimmillaan rintarangan yläpuolella. Välilevyt ovat paksuimmillaan etuosastaan kaula- ja lannerangan alueella ja paksuudeltaan tasaisempia rintarangan alueella. Huonoimmin toimivat nikamat ovat viidennen lannenikaman ja ensimmäisen ristinikaman välillä. (Moore & Dalley 1999, s. 432 - 454.)

Adams ja Hutton (1983) ovat tutkineet asennon vaikutusta nesteen tilavuuteen lantiorangan välilevyissä. Tuloksista käy ilmi, että vartaloa taivutettaessa välilevy menettää nestettä enemmän kuin vartalon ollessa suorassa asennossa. Taivutetussa asennossa nesteen menetystä on erityisesti välilevyn ytimestä. Lantion liikesegmenttialueen ollessa jatkuvan kuormituksen alaisena nestehäviötä tapahtuu välilevystä ja samalla sen paksuus ohenee. Lisääntynyt paine lisää taivutetussa asennossa nestehävikkiä välilevystä 10 % ja suorassa asennossa häviö on 1 %. Nesteen virtaus taivutetussa asennossa on riittävän suuri lantion välilevyjen ravinnon saamisessa. Lisäksi Kraemer ym. (1985) ovat tutkineet vesi ja elektrolyyttipitoisuutta selkärangan välilevyssä muuttuvan kuormituksen aikana. Tuloksena oli, että kuormituksen aikana välilevystä häviää vettä 11 % välilevyn syykehältä ja 8 % välilevyn ytimestä.

Selkärangan välilevyn biomekaanista ominaisuutta pystysuuntaisen dynaamisen puristuksen aikana ovat selvittäneet Koeller ym. (1984). Tutkimus kohdentui lantion ja rintarangan alueelle. Testi tehtiin kahdella eri kuormituksella, joiden kesto aika oli viisi minuuttia. Tuloksena oli lisääntynyt keskimääräinen välilevyn paksuus sekä poikittaispinta-alan kasvu selkärangan alaosassa. Pystysuuntainen muodonmuutos ja vatsanpuoleinen pullotus selkärangassa lisääntyivät selkärangan alaosassa. Vesipitoisuus välilevyssä pysyi lähes muuttumattomana.

2 SELKÄRANGAN KUORMITTUMISEN MITTAAMINEN

Selkärangan dynaamista kuormittumista voidaan mitata emg:llä, liikeanalyysillä, välilevyn paineen mittaavalla laitteella sekä selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin kiinnitettävällä laitteella, joka mittaa voimaa ja momenttia. Edellä mainitut laitteet asennetaan leikkauksella selkärankaan. Lisäksi voidaan käyttää stadiometriä, joka mittaa pituutta. Staattisen kuormituksen mittaamiseen voidaan Eklundin ym. (1984) mukaan käyttää lisäksi biomekaanisia laskukaavoja, jotka eivät kuitenkaan sovellu dynaamisen kuormituksen arvioimiseen. McGillin ja Normanin (1987) mukaan selkärangan kuormittumista voidaan arvioida myös vatsaontelon sisäisen paineen ja selkälihasten emg-aktiivisuuden avulla.

2.1 Emg-mittaus

Emg-mittauksella mitataan lihasten sähköistä aktiivisuutta. Emg-mittausta on käytetty selkärangan kuormituksen osoittajana yhdessä biomekaanisen mallin kanssa, jolla saadaan määritettyä selkärankaan kohdistuvia voimia. Emg-menetelmää ovat käyttäneet mm. Andersson ym. (1980) epäsuorana menetelmänä selkärankaan kohdistuvan kuormituksen määrittämisessä pöydän ääressä työskennellessä. Lisäksi Granata ja Wilson (2001) sekä Dolan ym. (2001) ovat käyttäneet emg-mittaamista selkärankaan kohdistuvan kuormituksen arvioimisessa vartaloa kuormittavassa nostotyössä.

Anderssonin ym. (1980) tutkimustulokset osoittavat lineaarista korrelaatiota lihasjännityksen ja emg-aktiivisuuden välillä. Lihasjännityksen noustessa nousee myös emg-aktiivisuus lineaarisesti. Emg-aktiivisuutta voidaan käyttää suorana osoituksena lihaksen supistumisvoimasta. Emg-aktiivisuus pitää kuitenkin kalibroida vastaamaan tiettyä isometristä voimatasoa. Dolan ym. (1999) mukaan lihasaktiivisuuden mittaaminen emg-tekniikalla on sopiva dynaamisen selkärangan kuormituksen arvioimisessa työpaikalla. Kun siihen lisätään lisäksi voimalevyn tiedot, tarkkuus lisääntyy hieman.

Kävelyssä tapahtuvaa lannerangan kuormitusta kahdella eri kävelynopeudella ovat selvittäneet Cromwell ym. (1989). Tutkimuksessa lihaksesta tuleva emg-signaali kalibroi-

tiin osoittamaan maksimaalista isometristä voimatasoa. Kalibrointi suoritettiin erikseen kaikille lihasryhmille. Emg:n mittauksessa käytettiin kahdeksaa paria elektrodeja, jotka oli sijoitettu suoraan ja vinoon vatsalihakseen sekä lateraalisesti että mediaalisesti. Lisäksi selän erector spinae-lihasryhmään oli sijoitettu elektrodit. Lihassoimat laskettiin käyttämällä biomekaanista mallia. Korrelaatio mitatun emg-signaalin ja arvioidun lihaksen supistusvoiman välillä oli 0,83:sta 1,00:n. Tuloksena oli, että selkärangan kuormitus oli huippukohdassaan 1,2 kertaa kehon paino. Lihasktiivisyys oli lähes sama hitaamalla ja nopeammalla askelluksella.

2.2 Liikeanalyysi

Liikeanalyysiä on käytetty yhdessä biomekaanisen mallin kanssa selkärangan kohdistuvan kuormituksen arvioinnissa. Selkärangan kuormituksen arviointi on kohdistettu lannerangan liikesegmenttialueelle kolmannen ja neljännen nikaman välille. Liikeanalyysissä mitataan ylävartalon segmentaalista liikettä ja muita ominaisuuksia. Tällöin voidaan arvioida lannerangan kohdistuvia voimia, kun liikeanalyysin lisänä käytetään biomekaanista mallia.

Cappozzo (1983) on tutkinut ihmisen vartaloon kohdistuvia voimia kävelyn aikana. Myöhemmin Cappozzo (1984) tutki kuormituksen vaikutusta lannerangan kävelyn aikana. Liikeanalyysitekniikkaa käyttäessään Cappozzo (1983) asetti vartalolle markkereita anatomisiin maamerkkeihin. Ne sijoitettiin siten, että niihin kohdistui mahdollisimman vähän liikettä ihon ja alla olevan luun välillä. Lisäksi varmistettiin iholla olevien markkereiden näkyvyys stereoparin muodostaviin kameroihin kävelyn aikana. Valitut anatomiset maamerkit olivat sekä vartalon vasemmalla että oikealla puolella. Maamerkkeinä olivat poskiluun lisäke, olkalisäke, suoliluun harjun tuberkkeli, suoliluun etukärki ja ojentajalisäkkeen kärki olkaluussa. Myöhemmässä tutkimuksessaan Cappozzo (1984) käytti anatomisina maamerkkeinä lisäksi neljännen lannenikaman ja ensimmäisen kaulanikaman keskipistettä. Yhdelle koehenkilölle niiden paikat määritettiin röntgenkuvauksen avulla. Muita koehenkilöitä ei röntgenkuvattu, vaan markkerien paikkojen määrittelyssä käytettiin mitta-asteikkoa.

Kameroina mittauksissa käytettiin neljää tavallista 35 mm kameraa, jotka oli asennettu stereopareiksi mitattavan alueen laidalle. Tutkimuksessa käytettiin aktiivisia markkereita. Markkerit lähettivät teleohjattua impulssia taajuudella, joka vaihteli kävelynopeuden mukaan 30:sta 60. impulssiin sekunnissa. (Cappozzo 1983 ja 1984.) Kuvauksen jälkeen käytettiin fotogrammetrisia yhtälöitä muodostettaessa 3D liikemallia. Jokaiselta koehenkilöltä mitattiin antropometriset mitat, joita olivat pituus ja paino. Lisäksi kehon segmenteistä mitattiin pituus, leveys, syvyys ja ympärysmitta. Yhden koehenkilön osalta käytettiin myös tietokoneavusteista aksiaalista tomografiaa vartalon poikittaisen geometrian määrittämisessä neljännen lannenikaman kohdalta. (Cappozzo 1984). Lannerangan liikesegmenttialueeseen kohdistuvan pystysuuntaisen voiman arvioimiseen käytettiin edellä olevia tietoja sekä biomekaanista mallia.

Liikeanalyysin tarkkuus ja siitä aiheutuneet virheet biomekaaniseen malliin olivat seuraavat: epätarkkuus yläruumiin painovoimapisteen ja neljännen lannenikaman keskustan sijainnissa sekä lihasten momenttivarsissa. Kun jokainen yllämainittu piste oli siirtynyt 20 mm, lantiosegmentin kokoon puristava voima muuttui noin 10 %. Momenttivarren pituuden muuttuessa 20 % maksimaalisen kokoon puristavan voiman muutos oli 7 %. Epätarkkuus biomekaanisessa mallissa johtui siitä, että antagonistilihasten aktiivisuutta ei otettu huomioon. (Cappozzo 1984.)

2.3 Suorat in vivo-menetelmät

Selkärankaan kohdistuva kuormitus voidaan saada selville mittaamalla välilevyn sisäistä painetta. Lisäksi selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta voidaan mitata selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin kiinnitetyllä sitä varten kehitetyllä laitteella.

Wilken ym. (1999) tutkimuksessa mitattiin välilevyn sisäistä painetta joustavalla piezoresistiivisellä paineanturilla, jonka halkaisija oli 1,5 mm. Anturin kärki oli kiinteä joustava silikoniputki, joka kuljetti signaalia johtoa pitkin telemetriseen yksikköön. Telemetrinen yksikkö ja välilevystä tuleva silikoniputki oli kiinnitetty vyöllä koehenkilön ympärille. Anturi oli asetettu yhdelle koehenkilölle välilevyn ytimeen lannerangan neljännen ja viidennen nikaman väliin leikkauksen yhteydessä.

Rohlmann ym. (2001) tutkivat selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin asetetulla laitteella, joka mittasi kolmea voimaa ja kolmea momenttikomponenttia. 1994 tekemässään tutkimuksessa Rohlmann ym. testasivat laitteen tarkkuuden. Testissä voimakomponentissa havaittiin aksiaalissa suunnassa 5 %:n virhe, kun kuormitusta verrattiin tiedossa olevaan maksimikuormitukseen. Muilla kuormituskomponenteilla virhe oli vähemmän kuin 2 %. Leikkauksessa on mahdollonta saada sijoitettua kahta implanttia täysin symmetrisesti. Sen takia maksimi taivutusmomentti ja pystysuuntainen voima oli oikeanpuoleisessa implantissa melkein kolme kertaa suurempi kuin vasemmanpuoleisessa implantissa.

Rohlmann ym. (2001) vertailivat mittaustuloksia välilevyn sisäistä painetta mittaavan menetelmän sekä selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin kiinnitettävän laitteen välillä, joka mittasi voimaa ja momenttia. Välilevyyn asennettua paineanturia käytettäessä oli tuloksena 30 % suurempi välilevyn kohdistunut paine kävelyssä kuin seisomisessa. Kävelynopeudella oli vain vähäinen vaikutus välilevyn kohdistuvaan paineeseen. Käveltäessä portaita ylöspäin maksimipaine välilevyssä oli 40 % suurempi kuin seisottaessa, kun taas alaspäin käveltäessä paine oli 20 % suurempi kuin seisottaessa. Vastaavasti selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin asennettua laitetta käytettäessä kuormitus käveltäessä oli 9 % suurempi kuin seisottaessa. Portaita ylös- ja alaspäin käveltäessä arvot olivat 14 % ja 12 % suuremmat kuin seisottaessa. Rohlmannin (1997) tekemän tutkimuksen mukaan kävelynopeuden ja askelpituuden kasvulla oli pieni lisäävä vaikutus selkärangan kuormitukseen, kun mittausten menetelmänä käytettiin selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin asennettua laitetta. Kovemalla askelluksella oli ainoastaan hieman kuormitusta lisäävä vaikutus, kun sitä verrattiin pehmeään askellukseen.

Edellä mainitussa Rohlmannin ym. kahta mittausten menetelmää vertailevassa tutkimuksessa (2001) tarkasteltiin selkärankaan kohdistuvan kuormituksen eroja seisomisen ja kävelmisen lisäksi myös muissa asennoissa tai liikkumisen muodoissa. Molemmat mittausten menetelmät osoittivat hieman pienemmän kuormituksen istuttaessa kuin seisottaessa, kun selkä oli istuessa rentoutuneena. Selän ollessa aktiivisesti ojennettuna istuma-asennossa oli kuormitus istuttaessa suurempi kuin seisottaessa. Hölkkäämisessä, trampoliinilla ja hyppynarulla hyppelyssä mitattiin korkeammat kuormitukset kuin normaalissa seisomisessa. Edellä mainitut kuormitukset olivat merkitsevästi pienemmät kuin

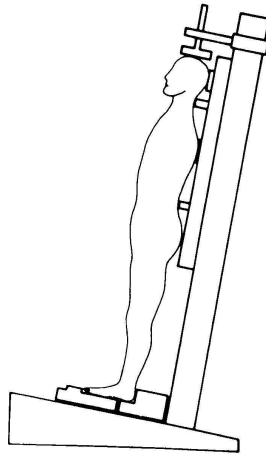
painonnostossa tai vartalon eteenpäin taivutuksessa. (Rohlmann ym. 2001) Kainalosauvojen kanssa kävellessä välilevyyn kohdistuva paine oli suurempi kuin kävellessä, vaikka kainalosauvoja käytettiin hyvin dynaamisesti. Mittausmenetelmänä oli välilevyyn asennettu paineanturi. Kävelyssä selkärankaan kohdistuva dynaaminen kuormitus johtuu yläruumiin massan ylös alas–liikkeestä. Kainalosauvoilla kävellessä vartalon (flexio) taivutusmomentti oli hieman suurempi, kuin seisottaessa. Vartalon (flexio) taivutusmomentissa ei ollut eroa kainalosauvoilla kävelyn ja kävelyn välillä. (Rohlmann ym. 2001.) Rohlmannin ym. (1997) mukaan kainalosauvoilla kävely vähensi selkärankaan kohdistuvaa kuormitusta 20 %, kun kainalosauvoja käytettiin voimakkaammin. Normaali kainalosauvoilla kävely vähensi selkärangan kohdistuvaa kuormitusta ainoastaan vähän, kun mittausmenetelmänä oli selkärangan molemmille puolille nikaman haarakkeisiin kiinnitetty laite. Yhden kainalosauvan kanssa kävellessä selkärangan kuormitus oli suurempi kuin kävellessä ilman kainalosauvoja. Käytettäessä pyörillä kulkevaa kävelytukea eli rollaattoria selkärankaan kohdistuva kuormitus oli 25 % pienempää kuin kävellessä ilman tukea.

2.4 Stadiometri

Selkärangan kuormituksen mittaaminen stadiometrillä perustuu siihen, että pituus vähenee liikesegmentin alueella. Tähän vaikuttaa kaksi prosessia. Puristuksen lisääntyessä välilevyn sisäinen paine lisääntyy, jolloin nestettä poistuu välilevystä. Toisessa prosessissa välilevyssä tapahtuu elastista muodonmuutosta eli laajenemista sivullepäin ja pullistumista. Lisäksi selkärangassa tapahtuu muodonmuutosta päätelevyissä ja sen alapuolella olevassa luussa. On arvioitu, että jopa kaksi kolmasosaa pituuden vähenemisestä voidaan selittää nesteen poistumisella välilevystä. Toisaalta on myös arvioitu, että päämekanismi pituuden vähenemisessä on pullistuminen. (Van Dieen & Toussaint 1993.)

Stadiometri on pituuden mittauslaite, joka on hyvä toistettavuudeltaan ja tarkkuudeltaan. Alkuperäinen stadiometri (KUVA 2) koostuu pylväästä, joka on oikeassa kulmassa perustana olevaan levyyn nähden. Mittauslaitteen pylväs tukee takaosasta pään takaosaa, kaularankaa, rintarankaa, lannerankaa ja ristiluuta. Laitteen yläosa koostuu puulevystä, joka laitetaan mitattavan päälakea vasten. Tutkimuksessa koko laite on suunnattu

taaksepäin 10 asteen kulmaan, jolloin vartalon tukemiseen tarvittava lihasaktiivisuus saadaan minimoitua. (Eklund & Corlett 1984.)



KUVA 2. Stadiometri, pituuden mittauslaite. (Mukailtu Eklund & Corlett 1984.)

Pituuden mittauksessa tulee kontrolloida painon jakautuminen jalkapohjan ja kantapään välillä, jalkojen ulkoinen rotaatio sekä jalkojen välinen kulma. Myös lihasjännitys vatsalihaksissa, hartioissa, niskassa ja selässä täytyy huomioida. Lisäksi pitää huomioida hengitys, selkärangan kaarevuudet ja pään kulma. Hengitystä kontrolloidaan asettamalla kädet ristiin rinnalle, jolloin vähennetään hartioiden liikkumista ja samalla sisään hengitetyn ilman vaihtelevuuden määrää. (Eklund & Corlett 1984.)

Eklundin ja Corlettin (1984) tutkimuksessa koehenkilöitä pyydettiin ottamaan kengät pois ja heidät asetettiin mittauslaitteeseen siten, että jalkaterien välinen kulma oli noin 25 astetta. Jalkojen asento pidettiin vakiona mittauksen aikana. Koehenkilöt asettivat kädet rinnan päälle ristiin ja rentoutuivat vatsalihaksensa. Pään kulma vakioitiin päähän asetettavilla silmälasilla siten, että niiden kautta heijastettiin lasersäde, joka piti saada osumaan ympyrään. Tällöin katse suuntautui horisontaalisesti tiettyyn pisteeseen. Koehenkilöitä pyydettiin rentouttamaan jalkaterien, jalan, vartalon ja niskan lihakset. Pituuden mittaus kesti 3-4 minuuttia, jonka aikana pituus mitattiin viisi kertaa. Pituuslukemia saatiin mittauksen aikana 1100. Tuloksista selviää, että keskihajonta pituudessa oli selvästi alle yhden millimetrin. Keskihajonta vaihteli 0,365 ja 0,866 mm välillä. Seuraavat tekijät eli hengityksen voimakkuus, lihasten jännitys, pään kulma, lanne- ja kaularangan

lordoosi sekä painon jakautuminen jalkaterille voivat jokainen aiheuttaa mittausvirhettä pituuteen vähintään 0,5-1 mm, jos niitä ei kontrolloida.

McGill ym. (1996) käyttivät tutkimuksessaan stadiometriä, jossa voi seisoa tai istua. Tutkimuksessa verrattiin istuma- ja seisomapituutta toisiinsa. Tutkimuksessa asetettiin mittauslaitteen pylvään kulmaksi 15 astetta. Istuma - asennossa nilkan, polven ja lonkan kulmaksi asetettiin 90 astetta. Selkärangan kaarevuus kontrolloitiin neljällä säädettävällä tuella. Ensimmäinen tuki asetettiin lannerangan keskiosan alueelle noin kolmannen lannenikaman kohdalle. Toinen tuki asetettiin rintarangan keski- ja alaosan seudulle noin kahdeksannen rintanikaman kohdalle. Kolmas tuki oli ylemmän rintarangan alueella noin neljännen rintanikaman kohdalla. Viimeinen tuki asetettiin kaularangan keski-alueelle noin neljännen kaulanikaman kohdalla. Pää tuettiin puoliympyrän muotoisella tuella etu- ja takasuunnassa. Pään asento kontrolloitiin katsomalla lasien läpi horisontaalisesti 20 cm:n päässä olevaan peiliin. Tutkimuksessa mitattiin koehenkilöltä kahdeksan pituuslukemaa. Pituuden keskihajonta näissä pituustuloksissa vaihteli 0,28 ja 1,39 mm välillä. Tulokset osoittavat, että mitattaessa pituuden muutos istuma- ja seisoma-asennossa tulosten välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Vuorokauden aika ei myöskään aiheuttanut pituuden muutoksissa tilastollisesti merkitsevää eroa.

Stothart ja McGill (2000) ovat lisäksi tutkineet stadiometrin mittaustekniikan vaihtelevuuden esiintymistä. Tutkimuksessa testattiin kahden toistettavan mittausmenetelmän vaikutusta selkärangan korkeuteen viidellä eri aktiviteetilla. Ensimmäisessä menetelmässä kuusi koehenkilöä mitattiin siten, että kukin koehenkilö astui laitteeseen ja pois laitteesta viisi kertaa peräkkäin. Toisessa menetelmässä koehenkilöt olivat paikallaan stadiometrissä kymmenen peräkkäisen mittauskerran ajan. Tutkittavia pyydettiin pidättämään hengitystä siksi aikaa (2-3 sekuntia) kun lukema luettiin. Molemmissa menetelmissä mittaamiseen käytettävä aika vakioitiin 3-3,5 minuuttiin. Tulosten mukaan ensimmäisessä menetelmässä oli enemmän pituuden muutoksen vaihtelua kuin toisessa menetelmässä. Mittausten keskihajonta oli paikallaan tehtävässä kymmenen toiston mitauksessa 0,42-0,66 mm. Koehenkilöiden poistuessa välillä laitteesta mittausten keskihajonta oli 0,84-1,30 mm.

3 SELKÄRANGAN KUORMITTUMISEEN VAIKUTTAVIA TEKIJÖITÄ

Selkärangan kuormittumista on tutkittu paljon ergonomian näkökulmasta. On tutkittu mm. vuorokausivaihtelun ja kuorman määrän vaikutusta selkärangan kuormittumiseen. Lisäksi on tutkittu vartalon liikesuuntien, yhtäjaksoisen kuormituksen sekä eri liikunta-suoritusten kuten istumisen, seisomisen, juoksun, vesijuoksun tai kävelyn vaikutusta selän kuormittumiseen. Sauvakävelyn osalta ei ole tehty aikaisempia tutkimuksia selkärangan kuormittumisesta.

3.1 Vuorokausivaihtelun vaikutus

Vuorokauden vaihtelun vaikutusta selkärangan kuormittumisessa ovat selvittäneet Tyrrell ym. (1985). Tutkimuksessa oli koehenkilöinä kahdeksan nuorta aikuista. Keskimääräinen vuorokauden vaihtelun aiheuttama muutos pituudessa oli 1,1 % koko pituudesta. Samansuuntaisia tuloksia ovat saaneet de Puky (1935) ja Reilly ym. (1984). Reilly ym. (1984) mukaan päivittäisestä pituushävikistä 54 % tapahtui ensimmäisen tunnin aikana sängystä ylösnosemisen jälkeen. Kolme tuntia sängystä ylösnosemisen jälkeen päivittäinen pituushävikki oli 80 %. Noin 70 % päivittäisestä pituushävikistä saatiin takaisin yön ensimmäisen puoliskon aikana.

McGill ym. (1996) ovat tutkineet alaselän kuormittumista työpaikalla staattisessa ja dynaamisessa nostotyössä sekä kuorman käsittelyssä. He saivat tutkimuksessaan selville, että pituus väheni enemmän aamupäivällä ja suhteellisesti vähemmän iltapäivällä. Tulokset tukevat sitä, että muutokset seisomapituudessa aiheutuvat enemmänkin selkärangan kasaanpainumisesta kuin muodonmuutoksista muissa kudoksissa, kuten lantiossa, polvessa, nilkassa ja kantapäässä.

3.2 Kohtisuora aksiaalinen selkärangan kuormitus ja vartalon asennon vaikutus

Hartioille asennettujen painojen vaikutusta selkärangan kuormitukseen ovat selvittäneet Van Dieen ym. (1994). Tutkimuksen aiheena oli selkärangan viskoelastisuuden tutkiminen. Tutkimuksessa oli kolme koehenkilöä, jotka pitivät 10,5 ja 20,5 kilon levytankoa hartioillaan 45 minuutin ajan. Koehenkilöiltä mitattiin sekä koko pituus että ylävartalon pituus stadiometrillä. Koehenkilöt pitivät samoja painoja hartioillaan kolmena eri mittauskertana. Mittaukset tehtiin aamu- ja iltapäivällä. Tulosten mukaan ylävartalon pituuden väheneminen oli tilastollisesti merkitsevästi ($p \leq 0,001$) suurempi kuin koko pituuden väheneminen.

Selkärangan kasaanpainumista toistuvassa kontrolloidussa liikesuorituksessa ovat tutkineet Au ym. (2001). Kontrolloituja liikesuorituksia olivat vartalon eteenpäin ja sivutaivutus sekä kierto liike. Keskiarvo selkärangan kasaan painumisessa oli vartalon kierto liikkeessä 1,81 mm ja hajonta 1,88 mm. Vastaavat arvot vartalon sivutaivutuksessa olivat 0,64 mm ja hajonta 1,65 mm sekä vartalon eteentaivutuksessa 0,75 mm ja hajonta 0,81 mm. Toisessa kokeessa selkärangaa kuormitettiin 20 Nm, jolloin selkärangan kasaanpainuminen oli vartalon kierto liikkeessä 3,2 mm ja hajonta 0,98 mm. Vastaavat arvot olivat vartalon sivutaivutuksessa 2,0 ja 1,24 mm. Vartalon eteentaivutuksessa selkärangan kasaanpainuminen oli 2,3 mm ja hajonta 0,95 mm.

Tulokset tukevat sitä, että vartalon kierto liike aiheuttaa suuremman kumulatiivisen kuormituksen selkärangalle, kun vertailukohtana on kontrolloitu vartalon sivutaivutus ja vartalon eteenpäin taivutus samanlaisilla momenteilla. Kierto liike saattaa lisätä herkkyyttä suurempaan nesteeseen poistumiseen välilevystä. (Au ym. 2001.)

Burton ja Tillotson (1994) tutkivat pään yläpuolella tapahtuvaa työskentelyä ja vertasivat sitä rinnan tasolla tapahtuvaan työhön. Työ oli pulttien kiristelyä ja löysäämistä. Työn kesto aika oli 30 minuuttia. Pään yläpuolella tapahtuvan työn seurauksena pituus lisääntyi 0,61 mm ja rinnan tasolla tapahtuva työskentely vähensi pituutta 0,23 mm. Vartalon asento vaikuttaa selkärangan kuormitukseen siten, että kuormitus on pienintä silloin, kun käsiä käytetään pään yläpuolella. Tällöin pituus jopa lisääntyy. Selkärangan

kuormitus lisääntyy, kun vartaloa taivutetaan sivulle tai eteenpäin. Kiertoliike aiheuttaa suurimman kuormituksen selkärankaan.

3.4 Eri liikuntasuoritusten vaikutus

Istumisen ja seisomisen kuormittavuutta ovat selvittäneet Callaghan ja McGill (2001). He tutkivat alaselän selkärangan nivelten kuormittumista seisomisen ja pitkäkestoisen (kaksi tuntia) istumisen aikana. Lisäksi he tutkivat vartalon lihasten aktivaatiota. Istumisen tuloksena oli merkitsevästi suurempi lannerangan kuormitus kuin seisomisessa. Seisominen on hyvä lepoetäki istumiselle, koska se vähentää passiivisten kudosten voimia. Rohlmannin ym. (2001) tutkimuksessa molemmat suorat in vivo-mittausmenetelmät osoittivat hieman pienemmän selkärangan kuormituksen istuttaessa kuin seisottaessa, kun selkä oli istuessa rentoutuneena. Selän ollessa aktiivisesti ojennettuna istuma-asennossa oli kuormitus suurempi kuin seisottaessa.

Juoksijoilla selkärangan kasaanpainumista ovat tutkineet Garbutt ym. (1990). He tutkivat selkärangan kasaanpainumisen vaikutusta kolmella eri juoksunopeudella. Koehenkilöt olivat maratoonareita ja he juoksivat 30 minuutin ajan 70 %, 85 % ja 100 %:n nopeudella maratonkilpailuajan nopeudesta. Koehenkilöt istuivat 20 minuuttia ennen juoksemista. Selkärangan kasaanpainuminen mitattiin 20 minuutin istumisen, 15 minuutin ja 30 minuutin juoksemisen jälkeen. Selkärangan kasaanpainuminen oli suurempi ensimmäisen 15 minuutin juoksemisen jälkeen, jolloin keskiarvo oli 3,26 mm. Juoksutestin loppupuoliskolla selkärangan kasaanpainumisen keskiarvo oli 2,12 mm. Suurempi juoksunopeus lisäsi selkärangan kasaanpainumista. Juoksunopeuden ollessa 70 % maksimisista kasaanpainuminen oli 3,37 mm, 85 %:n nopeudella 5,10 mm ja 100 %:n nopeudella 7,69 mm.

Vesijuoksun vaikutusta selkärangan kuormittamiseen ovat selvittäneet Dowzer ym. (1998). He tutkivat selkärangan kasaanpainumista, kun koehenkilöt juoksivat syvässä ja matalassa vedessä. Tutkimuksessa oli koehenkilöinä 40 juoksijaa, jotka juoksivat syvässä ja matalassa vedessä sekä juoksumatolla peräkkäisinä päivinä. Juoksun kesto aika oli 30 minuuttia. Koehenkilöt juoksivat teholla, joka oli 80 % maksimihapenkulutuksesta. Ennen ja jälkeen pituuden mittauksen koehenkilöt lepäsivät 20 minuuttia. Pituuden pie-

neneminen oli juoksumatolla 4,59 mm, matalassa vedessä 5,51 mm ja syvässä vedessä 2,92 mm. Syvässä vedessä juokseminen aiheuttaa tilastollisesti merkitsevästi ($p \leq 0,05$) pienemmän selkärangan kasaanpainumisen kuin muut suoritukset. Matalassa vedessä juoksemisen ja juoksumatolla tehdyn juoksemisen välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Tulokset tukevat sitä, että syvässä vedessä juokseminen vähentää kuormitusta selkärangassa verrattaessa sitä juoksumatolla tai matalassa vedessä juoksemiseen.

Hoe ym. (1994) ovat tutkineet selkärangan kuormittumista seisomisessa, hidassvauhtisessa kävelyssä ja juoksemisessa. Kuormituksen kesto aika oli jokaisessa kuormituksessa 25 minuuttia. Pituuden mittaus suoritettiin stadiometrillä ennen ja jälkeen kuormituksen. Mittaukset suoritettiin kolmena eri päivänä. Tuloksena oli, että seisominen ei aiheuttanut tilastollisesti merkitsevää ($p \leq 0,05$) pituuden pienenemistä. Pituuden pieneneminen seisomisessa oli 0,01 mm ja hajonta 0,65 mm. Hiljaisella kävelyllä oli tilastollisesti merkitsevä ($p \leq 0,01$) vaikutus pituuden vähenemiseen. Kävelyssä pituuden pieneneminen oli 1,82 mm ja hajonta 0,49 mm. Edelliseen verrattuna juokseminen tuottaa melkein kaksi ja puoli kertaa suuremman pituuden vähenemisen. Juoksemisessa pituuden pieneneminen oli 4,32 mm ja hajonta 0,83 mm. Tuloksen tilastollinen merkitsevyys oli $p \leq 0,01$.

Kävelynopeuden vaikutusta selän kuormitukseen on selvittänyt Cappozzo (1984). Hän käytti apunaan liikeanalyysiä ja biomekaanista mallia. Tulosten mukaan kävelynopeuden kasvaessa kuormitus neljänteen lannerangan lannerangan kasvaa. Lisäksi Callaghan ym. (1999) ovat tutkineet alaselän kolmiulotteisia nivelten voimia, kinematiikkaa ja kineettiikka kävelyn aikana. Tutkittavia kohteita olivat kävelynopeuden ja käsien liikkeen vaikutus selkärangan kuormittumisessa sekä lannerangan liike ja lihasten aktivaatio. Tutkimuksessa käytettiin kolmea eri askeltiheyttä ja kahta käsien heilahdusliikettä. Tutkimuksen tuloksena havaittiin, että nivelten etu ja takaosan välillä oleva leikkaava kuormitusvoima oli tilastollisesti merkitsevästi ($p \leq 0,001$) suurempi kävelytiheyden kasvaessa, kun verrattiin nopealla ja hitaalla askeltiheydellä tehtyä kävelyä. Käsien heilahdusliikkeillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa toisiinsa. Hidas kävely rajoittuneella käsien heilahduksilla tuottaa enemmän staattista lannerangan kuormitusta ja liikemallia, joka voi olla haitallinen vammoille ja kudoksille. Nopea kävely tuottaa enemmän vaihtelevaa kuormitusta lannerankaan.

Yhteenvetona voidaan sanoa, että istuminen kuormittaa selkärankaa vähän vähemmän kuin seisottaessa, kun selkä on rentoutuneena. Selän ollessa aktiivisesti ojennettuna istuma-asennossa kuormitus on istuttaessa suurempi kuin seisottaessa. Seuraavana selkärangan kuormittajina tulevat kävely, syvässä vedessä ja juoksumatolla juoksu sekä matalassa vedessä juoksu. Lisäksi kävelynopeuden lisäämisellä on hieman vaikutusta selkärangan kuormittumiseen.

4 SAUVAKÄVELYN ERITYISPIIRTEET

Sauvakävelyn akuutteja suorituksen vaikutuksia on aikaisemmin tutkittu sykkeen, hapen- ja energian kulutuksen sekä verenpaineen osalta. Myös sauvakävelyn vaikutusta alaraajojen liikemekaniikkaan on tutkittu. Harjoittelun vaikutuksia ovat tutkineet Karawan ym. (1992). He tutkivat sauvakävelyn vaikutusta yläruumiin lihasvoimaan ja lihaskestävyyteen, kun harjoitusaika oli 12 viikkoa. Tuloksista käy ilmi, että lihaskestävyys lisääntyi tilastollisesti merkitsevästi ($p \leq 0,05$) sauvakävelyryhmällä 12 viikon harjoittelun aikana. Lihaskestävyyden lisäys oli 38 %:a. Lisäksi Churchin ym. (2002) mukaan lisääntynyt tasapaino ja pienempi kuormitus sauvakävelyssä ovat hyödyllisiä vanhemmille ihmisille. Sauvakävelystä on hyötyä erityisesti ortopedisesti rajoittuneille tai tasapaino-ongelmista kärsiville ihmisille.

4.1 Syke, hapen- ja energiankulutus sekä verenpaine

Porcari ym. (1997) ovat tutkineet sykkeen, hapen- ja energiankulutuksen eroja sauvakävelyn ja kävelyn välillä. Sauvakävely suoritettiin juoksumatolla ja suoritusten kesto-aika oli 20 minuuttia. Tutkimuksessa oli koehenkilöinä 32 tervettä henkilöä, joiden ikä vaihteli 19 ja 33 vuoden välillä. Kävellessä sauvojen kanssa tuloksena oli 16 %:a korkeampi sydämen syke, kun tuloksia verrattiin kävelyyn (TAULUKKO 1). Lisäksi sauvakävelyssä oli tuloksena 23 %:a suurempi hapenkulutus ja 22 %:a suurempi energiankulutus, kun tuloksia verrattiin kävelyyn. RPE arvo oli keskimäärin 1,5 yksikköä suurempi sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Rodgers ym. (1994) ja Church ym. (2002) saivat energiankulutuksen osalta vastaavanlaisia tuloksia. Syke oli alhaisempi kävelyssä kuin sauvakävelyssä. Suoritusten kesto-aika oli 30 minuuttia. Churchin ym. (2002) tulosten mukaan hapenkulutus oli vastaavanlainen kuin Porcarin ym. (1997) tutkimuksessa. Rodgersin ym. (1994) tutkimuksessa hapenkulutuksen erotus prosentteina sauvakävelyn ja kävelyn välillä jäi pienemmäksi kuin edellä mainituissa tutkimuksissa.

Verenpaineen muutosta sauvakävelyssä ovat tutkineet Walter ym. (1996) III/IV vaiheen sydämenkuntoutus potilailla. Tutkimuksessa tehtiin 8 minuutin sauvakävelyjakso juoksumatolla. Tuloksena oli diastolisen (alapaine) verenpaineen nousu 4 mmHg ja systoli-

sen paineen nousu 16 mmHg, kun vertailukohtana oli kävely. Päätelmänä oli, että sauvakävely on turvallinen ja vaikuttava menetelmä lisätä kävelyn intensiteettiä III/IV vaiheen sydämen kuntoutus potilailla.

TAULUKKO 1. Fysiologiset vasteet sauvakävelyssä ja kävelyssä. (Mukailtu Porcari ym. 1997.)

| | Kävely | | Sauvakävely | | |
|--------------------------|-----------|---------------|-------------|---------------|--------|
| | Keskiarvo | Keski-hajonta | Keskiarvo | Keski-hajonta | Ero(%) |
| Hapenkulutus (ml/kg/min) | | | | | |
| Miehet | 21,7 | 1,81 | 26,9 | 2,26 | 24 |
| Naiset | 17,6 | 2,69 | 22,1 | 2,91 | 26 |
| Yhdistetty | 19,6 | 3,08 | 24,0 | 3,23 | 23 |
| Energiankulutus | | | | | |
| Miehet | 8,3 | 0,96 | 10,0 | 1,17 | 21 |
| Naiset | 5,4 | 1,13 | 6,9 | 1,25 | 28 |
| Yhdistetty | 6,9 | 1,78 | 8,4 | 1,97 | 22 |
| Syke | | | | | |
| Miehet | 114 | 11,5 | 129 | 13,2 | 13 |
| Naiset | 113 | 15,6 | 134 | 19,2 | 19 |
| Yhdistetty | 114 | 13,5 | 132 | 16,5 | 16 |
| % Maksimi sykkeestä | | | | | |
| Miehet | 58 | 5,7 | 65 | 6,6 | 12 |
| Naiset | 58 | 7,9 | 69 | 9,8 | 19 |
| Yhdistetty | 58 | 6,8 | 67 | 8,3 | 16 |
| RPE | | | | | |
| Miehet | 10,6 | 1,67 | 11,7 | 1,94 | 10 |
| Naiset | 10,3 | 1,46 | 12,2 | 2,27 | 18 |
| Yhdistetty | 10,4 | 1,55 | 11,9 | 2,10 | 14 |
| RER | | | | | |
| Miehet | 0,85 | 0,05 | 0,94 | 0,03 | 11 |
| Naiset | 0,85 | 0,05 | 0,92 | 0,08 | 9 |
| Yhdistetty | 0,85 | 0,05 | 0,93 | 0,05 | 10 |

4.2 Sauvakävelyn vaikutus alaraajojen liikemekaniikkaan

Sauvakävelyn vaikutusta alaraajojen liikemekaniikkaan ovat selvittäneet Willson ym. (2001). He käyttivät 3D liikeanalyysi -menetelmää ja voimalevyä tutkimuksessaan. Tutkimuksessa vertailtiin erilaisten sauvakävelyjen vaikutusta alaraajoihin. Koehenkilöinä oli 13 vähän sauvakävelyä harjoitellutta naista ja miestä, jotka kävelivät ilman sauvoja sekä sauvojen kanssa kolmella eri tekniikalla kuuden metrin matkan voimale-

vyllä. Sauvojen pituus oli sovitettu koehenkilöille siten, että kun he seisoivat suorassa asennossa, kädet olivat 90 asteen kulmassa. Koehenkilöt harjoittelivat sauvakävelyä 10 minuuttia. Tutkimuksessa tehtiin neljä erilaista kävelysuoritusta. Jokainen kävelysuoritus tehtiin kymmeneen kertaan. Ensimmäinen suoritus oli kävelyä itse valitulla nopeudella ilman sauvoja. Toinen suoritus oli sauvakävelyä itse valitulla nopeudella ja sauvat osuivat maahan jalkaterän viereen. Kolmas suoritus oli sauvakävelyä kontrolloidulla nopeudella, joka oli viiden prosentin sisällä edellä mainitun sauvakävelyn nopeudesta. Lisäksi suoritus tehtiin siten, että sauvat osuivat maahan taaempana kuin ensimmäisessä sauvakävelysuorituksessa. Neljännessä suorituksessa koehenkilöt kävelivät samalla kontrolloidulla nopeudella. Suorituksessa sauvat olivat vartalon edessä, jolloin sauvat osuivat kohtisuoraan maahan. Tutkimustulosten mukaan kaikki sauvakävelytilat edellä mainitussa järjestyksessä lisäsivät kävelynopeutta (3.6, 3.6 ja 3.3 %), askelpituutta (6.2, 6.4, ja 6.7 %) sekä tukivaiheen kestoaikaa 2.3:sta 3.3:een prosenttia verrattuna kävelyyn.

Lisäksi Willson ym. (2001) tutkimuksessa keskimääräinen vertikaalinen maahan kohdistuva kontaktivoima oli kaikilla sauvakävelytavoilla (2.9, 4.4 ja 3.3 %) pienempi kuin kävelyssä. Myös jarrutusimpulssi oli kaikilla sauvakävelytavoilla (9.0, 12.6 ja 8.2 %) pienempi kuin kävelyssä. Työntöimpulssi oli itse valitulla nopeudella 7.3 % ja sauvat takana sauvakävelyssä 10.36 % pienempi kuin kävelyssä. Näin ollen sauvakävelyssä voidaan kävellä pienemmällä vertikaalisella maahan kohdistuvalla kontaktivoimalla kuin kävelyssä. Myös jarrutus- ja työntöimpulssi oli pienempi sauvakävelyssä kuin kävelyssä, joten voidaan päätellä, että selkärankaan kohdistuva kuormitus olisi myös pienempi.

Brunelle ja Miller (1998) tutkivat sauvakävelyn vaikutusta maahan kohdistuvaan kontaktivoimaan. Tutkimuksessa oli koehenkilöinä 12 naista ja 12 miestä. Koehenkilöt harjoittelivat sauvakävelyä ennen suoritusta vähintään kaksi kilometriä. Tutkimus suoritettiin 10 metrin pituisella voimalevyllä. Maahan kohdistuva voima mitattiin kenkiin asennetuilla painepohjallisilla. Lisäksi sauvavoimat mitattiin oikeanpuoleisesta sauvasta voimalevyllä. Tulosten mukaan sauvojen kanssa kävellessä kantaiskussa oli suurempi maahan kohdistuva voima kuin kävelyssä. Kävellessä tukijalan voima oli suurempi kuin sauvakävelyssä yhden jalan tukivaiheessa eli keskitukivaiheessa. Sauvavoimat olivat pystysuunnassa 25,7 % ja vaakasuunnassa 5,8 % kehon painosta. Lisäksi vartalo oli

hieman suuremmassa sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Näin ollen sauvakävelyssä sauva-voimat ovat pystysuunnassa suuremmat kuin vaakasuunnassa. Tästä voidaan päätellä, että sauvakävelyssä sauvat antavat tukevan vaikutuksen, joten selkärangan kuormittuminen olisi pienempää kuin kävelyssä. Toisaalta kantaisku on sauvakävelyssä suurempi kuin kävelyssä. Näin ollen kantaisku voi lisätä selkärangan kuormitusta sauvakävelyssä.

Lisäksi Schwameder ym. 1999 tutkivat sauvakävelyä 25 asteen kulmassa alamäkeä käveltäessä. Sauvat olivat käveltäessä vartalon edessä. He saivat tulokseksi, että maahan kohdistuva voima, polven nivelmomentti, sääri- ja reisiluun puristus- sekä leikkausvoima olivat 12:sta 25:een prosenttia pienemmät sauvakävelyssä kuin kävelyssä.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää selkärangan kuormitusta sauvakävelyssä. Tutkimusmenetelmäksi valittiin pituuden mittaus stadiometrillä, koska sillä saadaan mitattua tarkasti pienetkin pituuden muutokset. Sauvakävelystä on tehty vähän tutkimuksia ja selkärangan kuormittumista sauvakävelyssä ei ole aikaisemmin tutkittu. Tämän takia haluttiin erityisesti saada selvitys seuraaviin ongelmiin:

TUTKIMUSONGELMAT:

1. Onko selkärangan kasaanpainuminen pienempää sauvakävelyssä kuin kävelyssä
2. Vaikuttaako käsien käytön tehostaminen selkärangan kasaanpainumiseen

HYPOTEESIT:

1. Selkärangan kasaanpainuminen on pienempää sauvakävelyssä kuin kävelyssä
2. Käsien käytön tehostaminen vähentää selkärangan kasaanpainumista.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämä tutkimus oli osa suurempaa sauvakävelytutkimusta, jossa mitattiin useita muuttujia samoilta koehenkilöiltä. Kahteen muuhun pro graduun liittyen koehenkilöiltä mitattiin mm. hapenkulutus, laktaatti, syke, verenpaine, emg ja jalkapohjien paineet. Kävely ja sauvakävelyt suoritettiin peräkkäisinä päivinä juoksumatolla siten, että ensimmäisenä päivänä käveltiin. Toisena päivänä koehenkilöt kävelivät ensin normaalilla sauvojen käytön voimakkuudella. Tämän jälkeen he kävelivät 30 % kevennetyllä sauvavoimalla. Kevennetyn sauvakävelyn aikaista käsien käyttöä kontrolloitiin sauvaan asennettavalla voima-anturilla ja oskilloskoopilla. Koehenkilöt kävelivät nopeudella 6 km/h. Kävelynopeus valittiin kokeilemalla siten, että sauvoilla oli tarpeeksi pitävä ote juoksumatosta, jolloin sauvat tukevat paremmin kävelyssä. Aikaisemmissa sauvakävelytutkimuksissa (Rodgers ym. 1994, Porcari ym. 1997, Church ym. 2002) kävelynopeus on ollut hieman yli 6 km/h:ssa. Juoksumatossa käytettiin yhden asteen kulmaa. Jokaisen suorituksen kestoaika oli 30 minuuttia.

6.1 Tutkimuksen ensimmäisen päivän protokolla

Tutkimuksen aluksi koehenkilöltä mitattiin pituus ja paino ilman kenkiä. Tämän jälkeen koehenkilölle merkittiin selkärangan nikamien paikat tussilla neljännen kaulanikaman, kahdeksannen rintanikaman ja kolmannen lannenikaman kohdalle. Seuraavaksi säädettiin pituusmittauslaitteen säädöt koehenkilölle sopiviksi. Pituusmittauslaitteen säätöjen jälkeen koehenkilö laitettiin makaamaan psoas-asentoon 15 minuutiksi. Levon jälkeen koehenkilö seiso minuutin ajan jolloin kantapatjat painuivat kasaan. Seisomisen jälkeen koehenkilöltä mitattiin pituus pituusmittauslaitteella. Pituuden mittauksen jälkeen koehenkilöltä mitattiin verenpaine levossa, jonka jälkeen hänelle asennettiin emg-elektrodien johdot ja painepohjalliset kenkiin. Kyseisten esivalmistelujen jälkeen koehenkilö suoritti 30 minuutin kävelyn, jonka aikana koehenkilöiltä mitattiin hengityskaasut ja jalkapohjien paineet. Kävelyn jälkeen koehenkilöltä mitattiin heti verenpaine istualtaan sekä laktaattipitoisuus. Laktaattipitoisuuden mittauksen jälkeen koehenkilöltä mitattiin pituus pituusmittauslaitteella.

6.2 Tutkimuksen toisen päivän protokolla

Toisena päivänä koehenkilö suoritti ensiksi normaalin sauvakävelyn ja tämän jälkeen kevennetyn sauvakävelyn. Aluksi koehenkilö laitettiin lepäämään psoas-asentoon 15 minuutiksi. Seuraavaksi mitattiin pituus pituusmittauslaitteessa. Pituuden mittauksen jälkeen koehenkilöltä mitattiin verenpaine istuen. Seuraavana vaiheena oli emg-elektrodien johtojen ja painepohjallisten asettaminen paikoilleen. Tämän jälkeen koehenkilö suoritti isometrisen maksimisauvavoimasuorituksen telineessä. Isometrisen maksimivoimasuorituksen jälkeen koehenkilö harjoitteli sauvakävelyä 2-3 minuutin ajan. Harjoittelun jälkeen mitattiin dynaaminen maksimisauvavoima koehenkilön työntäessä sauvoilla maksimityöntöjä. Dynaamisen maksimivoimasuorituksen jälkeen koehenkilö sauvakäveli normaalilla sauvakävelyvoimakkuudella, jolla hän jaksaisi sauvakävellä 30 minuutin ajan. Koehenkilöltä mitattiin hengityskaasut, jalkapohjien paineet sekä sauvavoimat. Normaalin sauvakävelysuorituksen jälkeen koehenkilöltä mitattiin verenpaine istuen ja laktaattipitoisuus. Tämän jälkeen mitattiin pituus pituusmittauslaitteella. Pituuden mittauksen jälkeen koehenkilö lepäsi psoas-asennossa 15 minuuttia, jonka jälkeen mitattiin pituus pituusmittauslaitteessa. Seuraavana mitattiin verenpaine istuen.

Verenpaineen mittauksen jälkeen koehenkilö sauvakäveli 30 minuutin ajan kevennetyllä voimalla, joka oli 30 % pienempi kuin normaalissa sauvakävelyssä. Suorituksesta mitattiin hengityskaasut, jalkapohjien paineet ja sauvavoimat. Kevennetyn sauvakävelyn jälkeen koehenkilöltä mitattiin verenpaine, laktaattipitoisuus ja pituus pituusmittauslaitteessa.

6.3 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 9 tervettä aikuista koehenkilöä, joista viisi oli naista ja neljä miestä. Koehenkilöt allekirjoittivat suostumuslomakkeen, jolla he antoivat suostumuksensa tutkimukseen osallistumisesta. Koehenkilöille ilmoitettiin, että tarvittaessa he voisivat keskeyttää tutkimukseen osallistumisen. Koehenkilöiden ikä vaihteli välillä 20-30 vuotta (TAULUKKO 2). Koehenkilöt eivät olleet aikaisemmin harrastaneet sauvakävelyä, joten tekniikan oppiminen tapahtui juuri ennen sauvakävelysuoritusta. Koehenkilöt harjoittelivat sauvakävelyä 2-3 minuuttia ennen ensimmäistä sauvakävelysuoritusta.

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden tiedot.

| Ikä (v) | Hajonta | Pituus (cm) | Keskihajonta | Paino (kg) | Keskihajonta |
|---------|---------|-------------|--------------|------------|--------------|
| 23,5 | 1,67 | 170,2 | 7,97 | 64,5 | 13,02 |

6.4 Pituusmittaus

Selkärangan kuormittumisen tutkimusmenetelmänä käytettiin tässä tutkimuksessa stadiometria eli pituusmittauslaitetta (Liikuntabiologian laitos, Suomi), jolla koehenkilön pituus mitattiin ennen ja jälkeen suorituksen. Pituuden muutos osoittaa selkärangan kuormittumisen suorituksen aikana eli kuinka paljon selkäranka on painunut kasaan. Stadiometrillä on 10 asteen kulmassa alustaansa nähden ja laitteen mittaustarkkuus on 0,001 mm. Pituuden mittauksen alkuvalmisteluna koehenkilölle merkittiin selkärangan nikamien paikat tussilla neljännen kaulanikaman, kahdeksannen rintanikaman ja kolmannen lannenikaman kohdalle.

Seuraavaksi asetettiin pituusmittauslaitteen säädöt kohdalleen kutakin koehenkilöä varten. Koehenkilöt olivat ilman kenkiä. Koehenkilöä pyydettiin asettumaan pituusmittauslaitteeseen siten, että jalkaterät tulivat pituusmittauslaitteen alaosan tukia vasten. Seuraavana säädettiin kohdalleen polvitaipteen, pakaroiden, lapaluiden ja pään kohdalle tulevat tuet. Tämän jälkeen säädettiin kohdalleen selkärangan neljännen kaulanikaman, kahdeksannen rintanikaman ja kolmannen lannenikaman kohdalle tulevat anturit siten, että koehenkilön näkökentässä olevat kyseisiä pisteitä vastaavat valot paloivat vihreinä. Anturien tarkoituksena on kontrolloida selkärangan kaarevuuden pysymistä muuttumattomana. Vihreän valon palaessa mitattava pituus tulostui tietokoneella olevan pituusmittausohjelman excel-taulukkolaskentaohjelmaan. Pään kulman muuttumista kontrolloitiin lasien ja lasersäteiden avulla siten, että lasien yläosan läpi heijastuvan lasersäteiden piti osua koehenkilön eteen telineeseen asetettuun ympyrään. Stadiometrissä oli piikkianturi, joka asetettiin koehenkilön päähän, koska anturi oli suhteellisen painava. Anturin osumakohtaan merkittiin tussilla piste, johon mittauslaitteen anturi kohdistettiin. Jokaisella mittauskerralla anturi asetettiin kyseiseen pisteeseen.

Pituusmittauslaitteen säätöjen jälkeen koehenkilö kävi makaamaan psoas-asentoon 15 minuutiksi. Psoas-asennossa koehenkilö makasi selällään siten, että jalat olivat kohollaan psoas-tyynyn päällä. Tällöin koehenkilön lonkka- ja polvikulma olivat 90 asteen kulmassa. Psoas-asennon tarkoituksena oli venyttää koehenkilön pituus normaaliksi. Levon jälkeen koehenkilö seiso minuutin ajan. Seisomisen tarkoituksena oli jalkapohjan kantapattjan kasaanpainuminen. Tämän jälkeen koehenkilöltä mitattiin pituus pituusmittauslaitteella kymmeneen kertaan. Yhden mittauskerran pituus oli 10 sekuntia. Pituustietojen mittausnopeus pituusmittausohjelmaan oli ilmoitettu 20 näytettä/s. Pituusmittaustietojen tulostumisnopeus oli käytännössä kuitenkin hieman hitaampaa.

6.5 Sauvavoimat

Sauvavoimien mittaamiseen käytettiin vastusvenymäliuska voima-anturia (Liikuntabiologian laitos, Suomi). Anturi mittasi ainoastaan sauvan kahvasta alaspäin suuntautuvaa sauvansuuntaista voimaa. Koehenkilöille valittiin oikean pituiset sauvat kertomalla heidän pituutensa sauvavalmistajan kertoimella, joka oli 0.71. Sauvojen valinnan jälkeen koehenkilö suoritti isometrisen maksimaalisen voimasuorituksen telineessä tätä varten rakennetussa telineessä. Telineeseen laitettiin oikean puoleisen sauvan kahva, jossa oli vastusvenymäliuska voima-anturi. Koehenkilöllä oli oikeassa kädessä sauva-anturi ja vasemmassa kädessä kävelysauva. Oikean käden sauva-anturi oli samalla korkeudella kuin vasemman käden kävelysauvan kahvaosa. Suoritus tehtiin siten, että olka- ja käsivarren välinen kulma oli noin 90 astetta ja kummallakin kädellä painettiin maksimivoimalla alaspäin. Suoritukset (2 kpl) nauhoitettiin codas-ohjelmalla, jonka valmistaja oli Dataq Instruments Inc., USA.

Seuraavaksi sauva-anturi asennettiin oikean käden sauvaan. Tämän jälkeen koehenkilö harjoitteli sauvakävelyä noin kahden minuutin ajan. Harjoittelun jälkeen mitattiin dynaaminen maksimisauvavoima koehenkilön työntäessä sauvoilla maksimityöntöjä. Suoritus nauhoitettiin codas-ohjelmalla 10 sekunnin ajalta juoksumaton nopeuden ollessa 6 km/h:ssa ja yhden asteen kulmassa.

Dynaamisen maksimivoimasuorituksen jälkeen koehenkilö sauvakäveli normaalilla sauvakävelyvoimakkuudella, jolla hän jaksaisi sauvakävellä 30 minuutin ajan. Sauva-

kävelysuorituksen ajalta mitattiin sauvavoimat codas-ohjelmalla kuuden minuutin välein 0, 6, 12, 18, 24 ja 29 minuutin kohdalla 10 sekunnin ajalta.

Toisena sauvakävelysuorituksena koehenkilö sauvakäveli 30 minuutin ajan kevennetyllä voimalla, joka oli 30 % pienempi kuin normaalissa sauvakävelyssä. Voimaa kontrolloitiin oskilloskoopilla, joka oli asennettu koehenkilön eteen siten, että hän näki koko ajan voiman tason jolla hänen piti sauvakävellä. Sauvavoiman taso oli määritetty oskilloskoopille normaalista sauvakävelystä siten, että sauvan alussa aiheuttamaa voimapiikkiä ei otettu määrittelyyn mukaan. Sauvavoimat mitattiin codas-ohjelmalla samalla tavalla kuin edellisessä sauvakävelysuorituksessa.

Sauvavoimat talletettiin kaikissa sauvavoimasuorituksissa codas-ohjelmalla 1000 Hz näytteenottotaajuudella. Tämän jälkeen sauvavoimat analysoitiin fcodas-ohjelmalla. Sauvavoimista analysoitiin maksimisauvavoima ja sen sijainti, keskimääräinen sauvavoima, sauvakontaktin kesto aika sekä voimantuottonopeus.

6.6 Paine pohjalliset

Jalkapohjien paineiden mittaamiseen käytettiin Paromed Systems:in laitteistoa. Jokaisesta suorituksesta tallennettiin jalkapohjien paineet paromedin tiedonkeruuyksikköön (data logger). Jalkapohjan paineet mitattiin jokaisesta kävelysuorituksesta kuuden minuutin välein 0, 6, 12, 18, 24 ja 29 minuutin kohdalla kahdeksan sekunnin ajalta. Mittauksessa käytettiin 24-anturisia painepohjallisia. Paineiden analysointi tapahtui BMVM-ohjelmalla. Analysointi suoritettiin kantaosan kahdesta ensimmäisestä sensorista, jotka kuvaavat kantaosaa. Analysoitavia muuttujia olivat askelpituus, askeltiheys, askelkontaktin kesto aika, kantaosun keskimääräinen ja maksimipaine sekä kantaosun maksimipaineen sijainti. Analysointi tehtiin suoritusten alusta 6 minuutin kohdalta, keskeltä 18 minuutin kohdalta ja suoritusten lopusta 29 minuutin kohdalta, ja laskettiin keskiarvot kuvastamaan jalkapohjiin kohdistuvaa keskimääräistä kuormitusta eri suoritusten aikana.

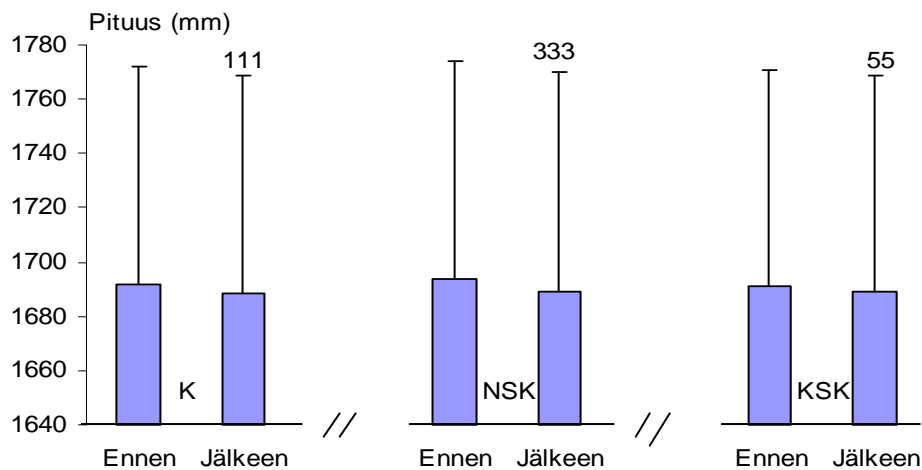
6.7 Tilastolliset analyysit

Kaikille mittaustuloksille laskettiin keskiarvot ja niistä määritettiin keskihajonnat. Tilastollisena menetelmänä käytettiin toistomittausten varianssianalyysiä pituusmittaustuloksissa, jolla määritettiin oliko mittaustuloksilla tilastollisesti merkitsevää eroa. Lisäksi laskettiin tilastollinen teho. Tilastollinen merkitsevyys määritettiin kävelyn, normaalin sauvakävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn pituusmuutoserojen välillä. Lisäksi tilastollinen merkitsevyys määritettiin kävelyn ja sauvakävelysuoritusten alkupituuksien välillä. Myös suoritusten alku- ja loppupituuksien välillä määritettiin tilastollinen merkitsevyys. Sauvavoimien välillä käytettiin tilastollisena menetelmänä parillista t-testiä. Tilastollinen merkitsevyys määritettiin kevennetyn ja normaalin sauvakävelyn välille.

Lisäksi määritettiin tilastollinen merkitsevyys jokaisen kävely ja sauvakävely suoritusten välillä. Kyseisiä suorituksia vertailtiin askelpituuden ja -tiheyden sekä kantaiskun tulosten osalta. Tilastollisena menetelmänä käytettiin toistomittausten varianssianalyysiä. Myös tilastollinen teho laskettiin. Lopuksi määritettiin kaikkien muuttujien väliset Pearsonin tulomomentin korrelaatiokertoimet. Analysointi suoritettiin SPSS-ohjelmalla, jonka versio oli 12.0.1. ja excel-taulukkolaskentaohjelmalla. Tilastolliseksi merkitsevyystasoksi asetettiin $p \leq 0,05$.

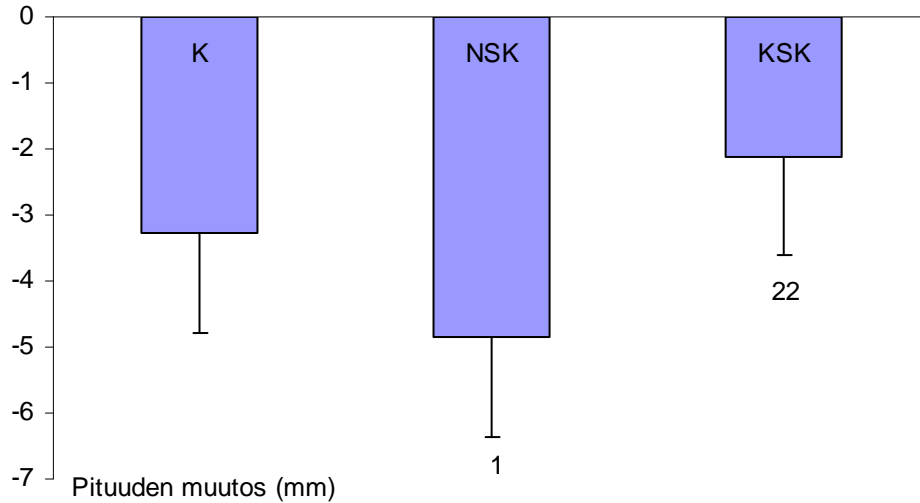
7 TULOKSET

Tutkimustulosten mukaan koehenkilöiden alku- ja loppupituuksien välillä (KUVA 3) oli tilastollisesti merkitsevää eroa eli suoritusten aikana oli tapahtunut selkärangan kasaanpainumista. Koehenkilöiden alkupituuksien välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa, kun verrattiin kävelyn ($1692\pm 80,0$ mm) sekä normaalin ($1694,1\pm 80,1$ mm) ja kevennetyn ($1691,1\pm 79,5$ mm) sauvakävelyn alkupituuksia toisiinsa. Myöskään loppupituuksien ((kävely $1688,7\pm 79,8$ mm, normaali sauvakävely $1689,2\pm 80,7$ mm, kevennetty sauvakävely $1689\pm 80,1$ mm) välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.

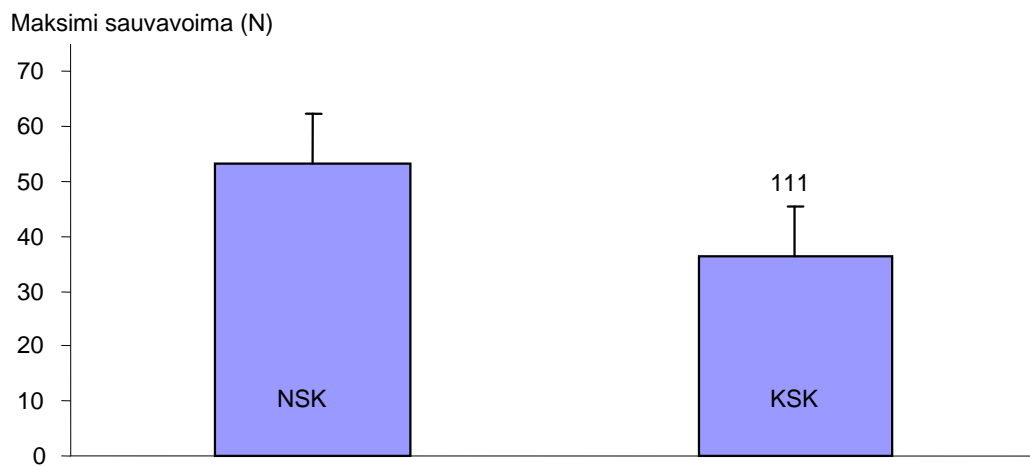


KUVA 3. Koehenkilöiden alku- ja loppupituudet kävelyssä sekä normaalissa ja kevennetyssä sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P\leq 0,01$ silloin, kun pylvään päällä on kaksi numeroa ja $p\leq 0,001$, kun pylvään päällä on kolme numeroa.

Koehenkilöiden alku- ja loppupituuksien välille laskettiin pituuden muutokset (KUVA 4), jonka mukaan selkärangan kasaanpainuminen oli pienintä kevennetyllä sauvakävelyllä ($2,1\pm 1,5$ mm). Seuraavaksi vähiten selkäranka painui kasaan kävelyn aikana ($3,27\pm 1,6$ mm). Suurinta selkärangan kasaan painuminen oli normaalilla sauvakävelyllä ($4,85\pm 1,6$ mm). Kävelyn ja normaalin sauvakävelyn välillä sekä kevennetyn ja normaalin sauvakävelyn välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero. Kävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.

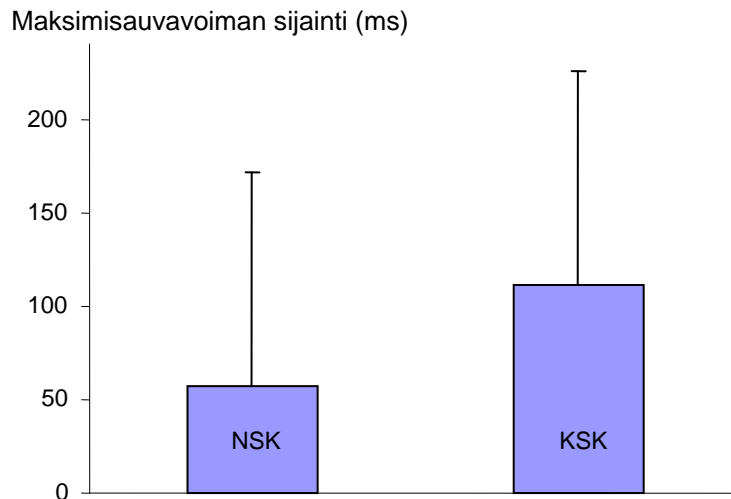


KUVA 4. Selkärangan kasaanpainuminen kävelyssä, normaalissa sauvakävelyssä ja kevennetyssä sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,05$ silloin, kun pylvään päällä on yksi numero ja $p \leq 0,01$, kun pylvään päällä on kaksi numeroa.



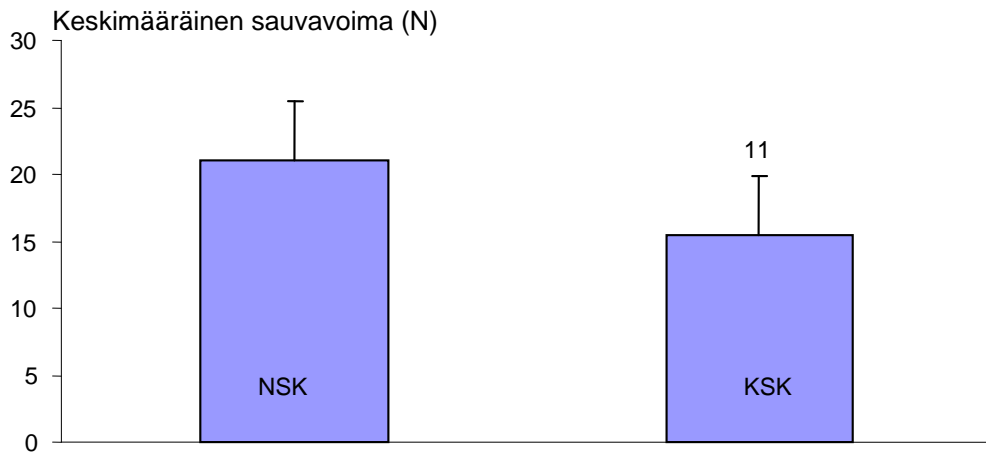
KUVA 5. Maksimaalinen sauvavoima sauvakävelysuoritusten aikana. NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,001$ silloin, kun pylvään päällä on kolme numeroa.

Tulosten mukaan maksimisauvavoima eroaa tilastollisesti merkitsevästi normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä (KUVA 5). Maksimisauvavoimien sijainnin välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa (KUVA 6).



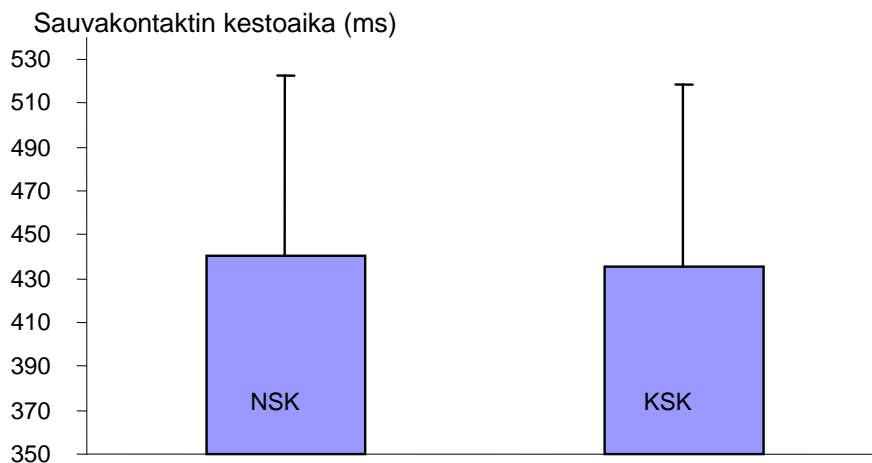
KUVA 6. Maksimisauvavoimien sijainti sauvakontaktin alusta sauvakävelysuoritusten aikana. NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely.

Mittaustilanteessa oli asetettu normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn keskimääräisen sauvavoiman eroaksi 30 %. Keskimääräiset sauvavoimat (KUVA 7) olivat kuitenkin 26 % pienemmät kevennetyissä sauvakävelyssä kuin normaalissa sauvakävelyssä. Normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä oli tilastollisesti merkitsevää eroa keskimääräisessä sauvavoimassa. Normaalin sauvakävelyn keskimääräinen sauvavoima oli 15 % isometrisestä sauvavoimasta ja 28 % dynaamisesta maksimisauvavoimasta.

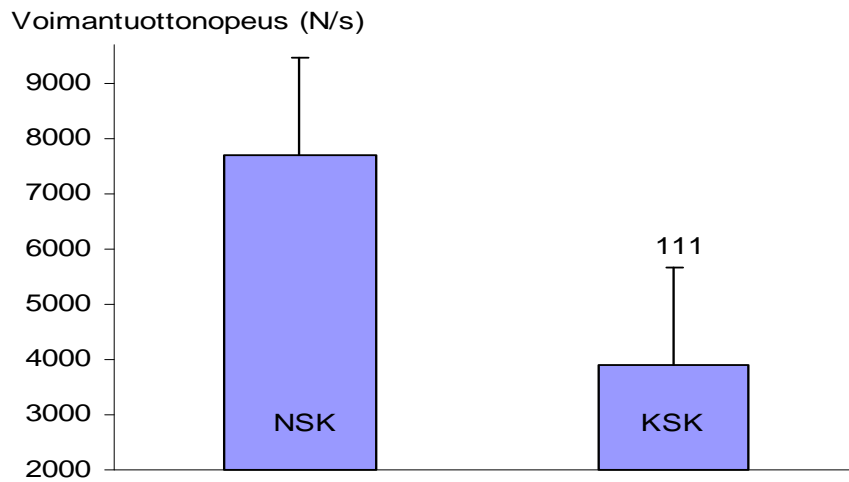


KUVA 7. Keskimääräinen sauvavoima sauvakävelysuoritusten aikana. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,01$ silloin, kun pylvään päällä on kaksi numeroa.

Keskimääräisen sauvakontaktin kestoajalla (KUVA 8) ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Voimantuottonopeudessa (KUVA 9) oli tilastollisesti merkitsevää ero normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä. Voimantuottonopeus oli suurempi normaalissa sauvakävelyssä kuin kevennetyissä sauvakävelyssä.

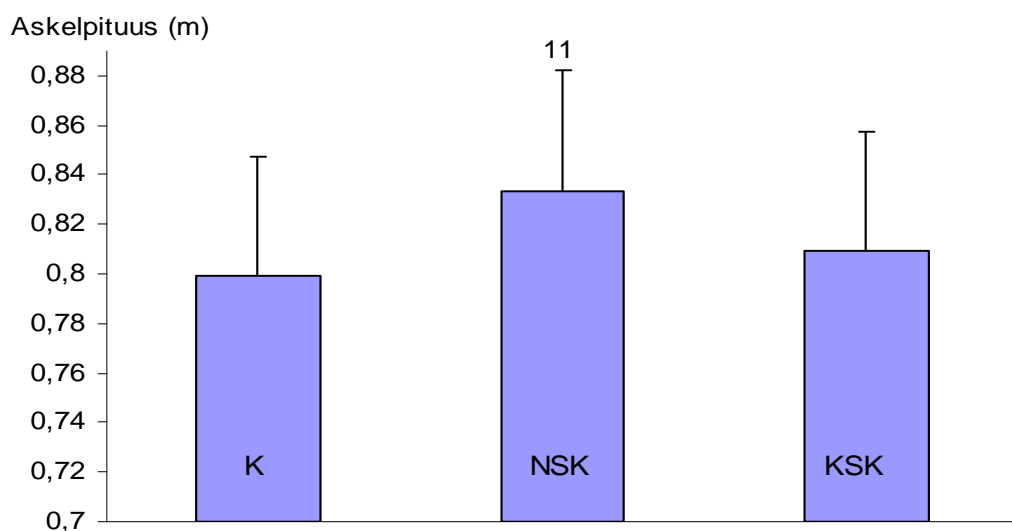


KUVA 8. Sauvakontaktin kesto aika sauvakävelyssä. NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely.

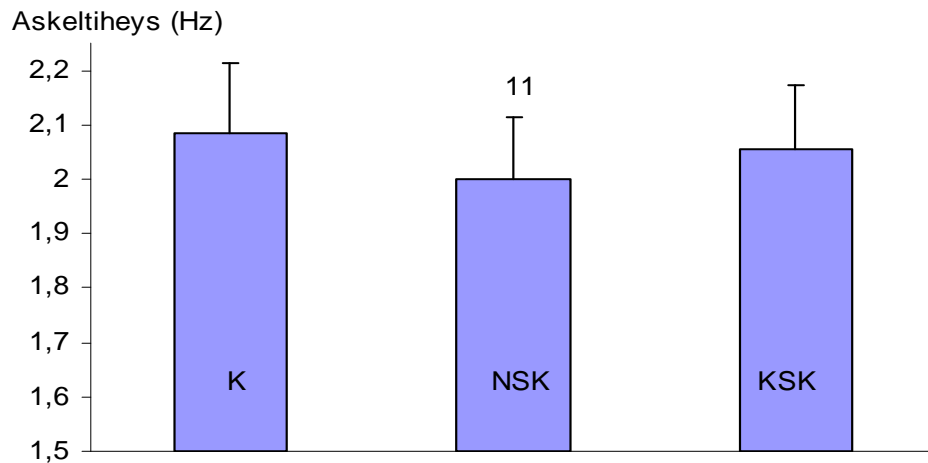


KUVA 9. Voimantuottonopeus sauvakävelyssä. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,001$ silloin, kun pylvään päällä on kolme numeroa.

Askelpituudessa (KUVA 10) oli tilastollisesti merkitsevää ero kävelyn ja normaalisen sauvakävelyn välillä (tilastollinen teho 98 %). Askelpituus oli pidempi normaalissa sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Myös askeltiheydessä (KUVA 11) on tilastollisesti merkitsevää eroa kävelyn ja normaalisen sauvakävelyn välillä.

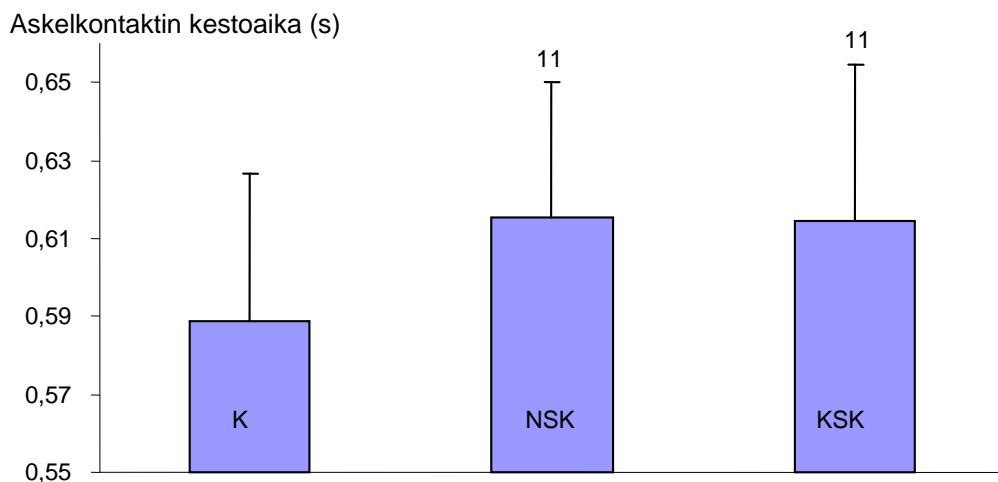


KUVA 10. Askelpituus kävelyssä ja sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,01$ silloin, kun pylvään päällä on kaksi numeroa.



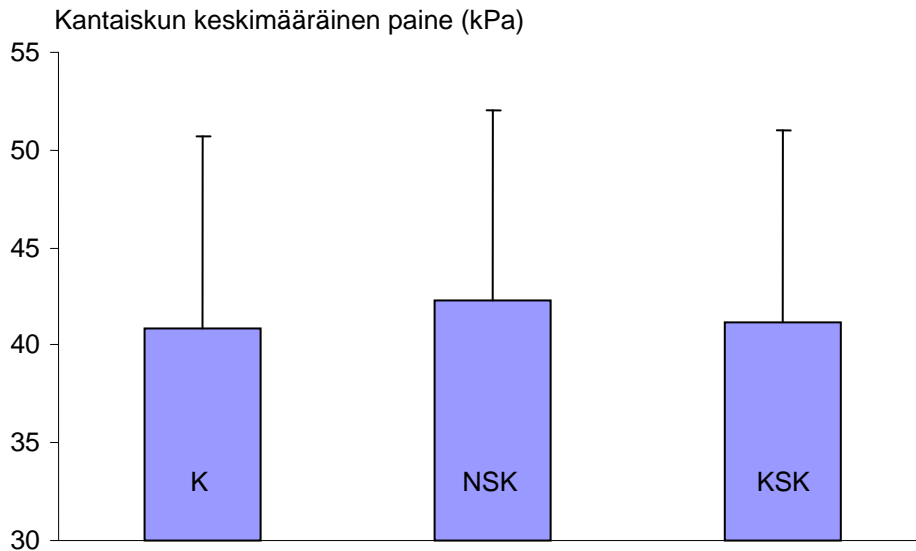
KUVA 11. Askeltiheys kävelyssä ja sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,01$ silloin, kun pylvään päällä on kaksi numeroa.

Askelkontaktin kestoajassa (KUVA 12) oli tilastollisesti merkitsevä ero kävelyn ja normaalin sauvakävelyn välillä (tilastollinen teho 98 %). Myös kävelyn ja kevennetyn sauvakävelyn välillä oli tilastollisesti merkitsevää ero (tilastollinen teho 94 %).

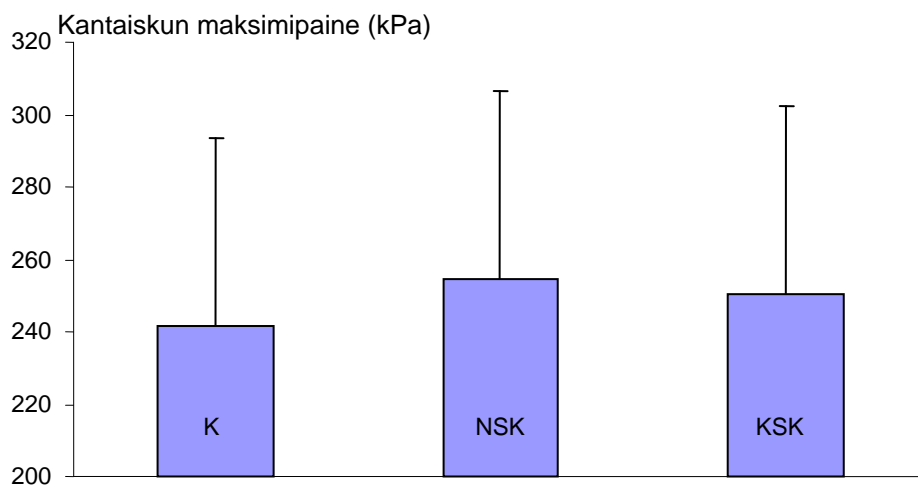


KUVA 12. Askelkontaktin kestoaja kävelyssä ja sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,01$ silloin, kun pylvään päällä on kaksi numeroa.

Kantauskun aiheuttamassa keskimääräisessä paineessa (KUVA 13) ei ollut merkitsevää eroa kävelyn ja sauvakävelysuoritusten välillä. Myöskään kantauskun aiheuttamassa maksimipaineessa (KUVA 14) ei ollut merkitsevää eroa kävelyn ja sauvakävelysuoritusten välillä.

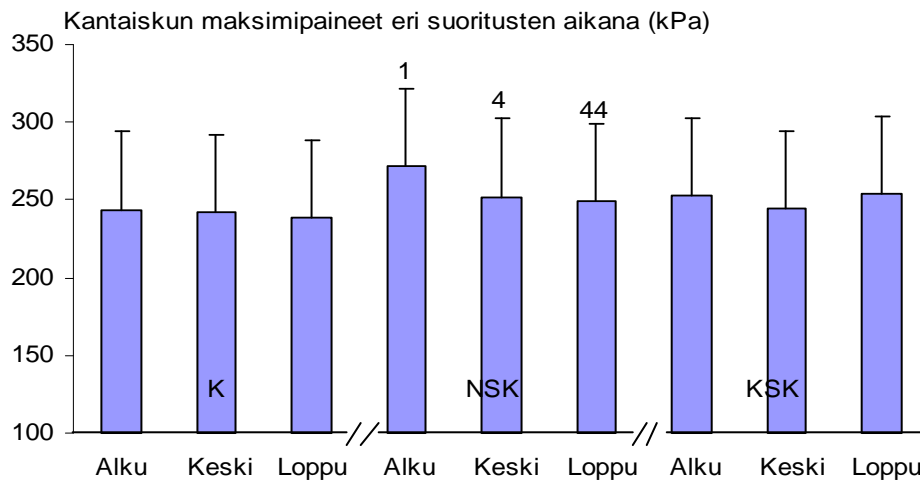


KUVA 13. Kantauskun keskimääräinen paine kävelyssä ja sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely.



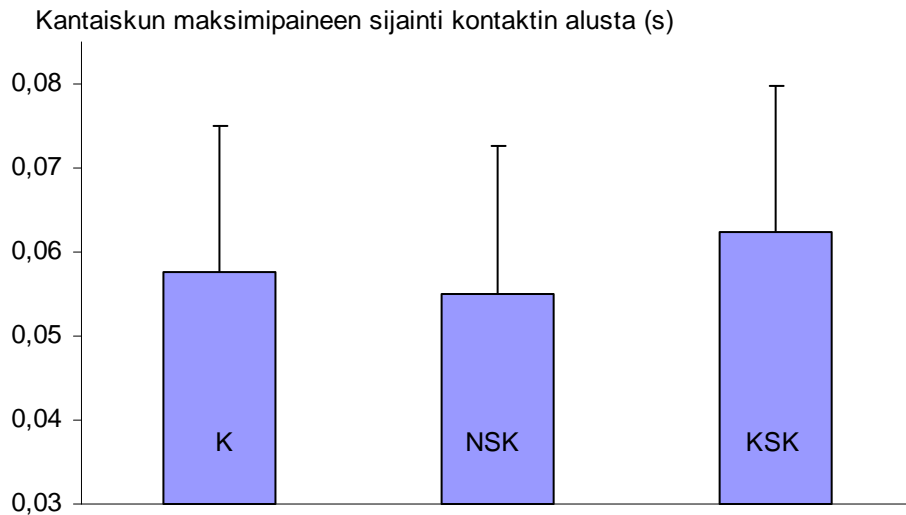
KUVA 14. Kantauskun maksimipaine kävelyssä ja sauvakävelyssä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely.

Vaikka suoritusten välillä ei eroja em. keskimääräisissä painemuuttujissa havaittukaan oli kuitenkin suoritusten alkujen välillä (kuuden minuutin kohdalla) kantaiskun maksimipaineessa tilastollisesti merkitsevä ero normaalin sauvakävelyn ja kävelyn välillä, tilastollinen teho 81 %. Normaalin sauvakävelyn aikana kantaiskun maksimipaine myös laski huomattavasti ($p \leq 0,01$, tilastollinen teho 87 %) (KUVA 15).

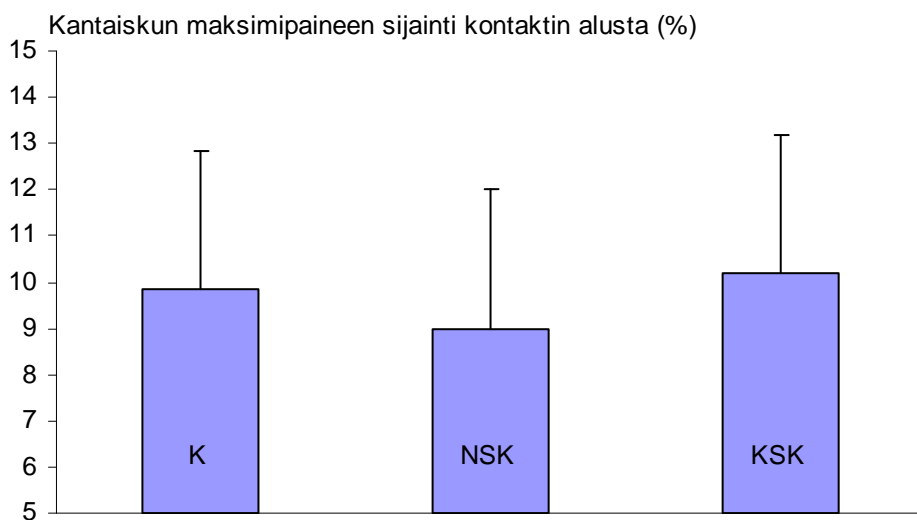


KUVA 15. Kantaiskun maksimipaineet eri suoritusten aikana. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely. Pylväiden numerointijärjestys kasvaa vasemmalta oikealle. Numero pylvään päällä ilmaisee tilastollisen merkitsevyyden kyseiseen pylvääseen. $P \leq 0,05$, kun pylvään päällä on yksi numero ja $p \leq 0,01$ silloin, kun pylvään päällä on kaksi numeroa

Maksimikantaiskun paineen ajallisessa sijainnissa kontaktin alusta (KUVA 16) ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa kävelyn ja sauvakävelysuoritusten välillä. Myöskään maksimikantaiskun sijainnissa kontaktin alusta ei ollut merkitsevää eroa kävelyn ja sauvakävelyn välillä, kun sijaintia tarkastellaan prosentteina kontaktin alusta (KUVA 17).

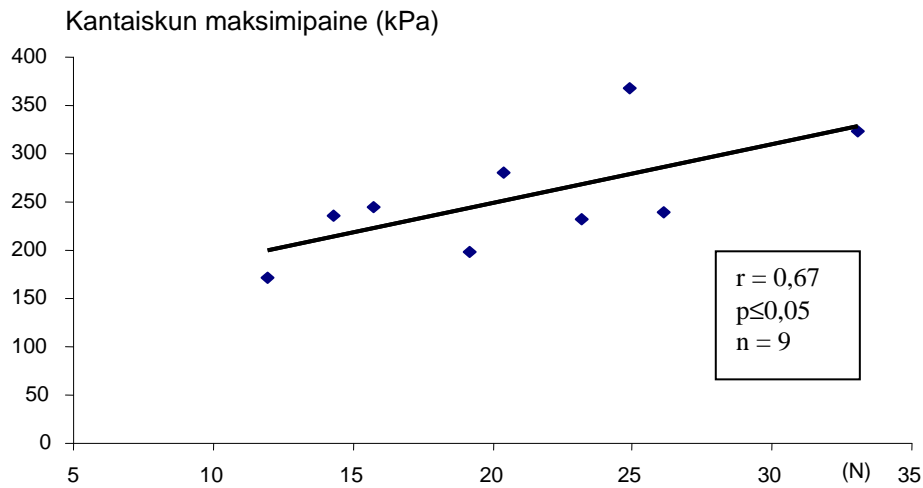


KUVA 16. Maksimikantauskun paineen sijainti kontaktin alusta aikana kävelyn ja sauvakävelyn välillä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely.

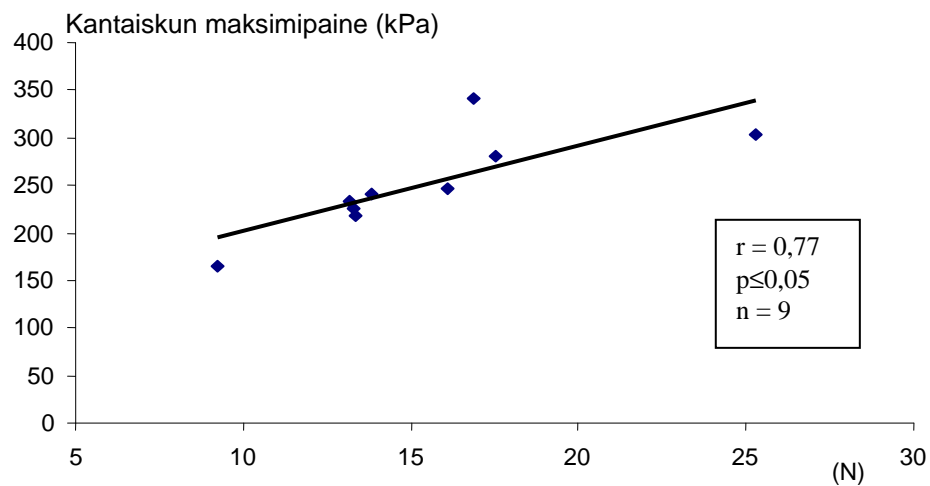


KUVA 17. Maksimikantauskun paineen sijainti kontaktin alusta prosentteina kävelyn ja sauvakävelyn välillä. K= Kävely, NSK= Normaali sauvakävely, KSK= Kevennetty sauvakävely.

Normaalin sauvakävelyn keskimääräinen sauvavoima korreloi kantauskun maksimipaineen kanssa ($r=0,67$, $p \leq 0,05$) (KUVA 18). Sauvavoiman kasvaessa kasvaa myös kantauskun maksimipaine. Myös kevennetyssä sauvakävelyn keskimääräinen sauvavoima korreloi kantauskun maksimipaineen kanssa ($r=0,77$, $p \leq 0,05$) (KUVA 19).

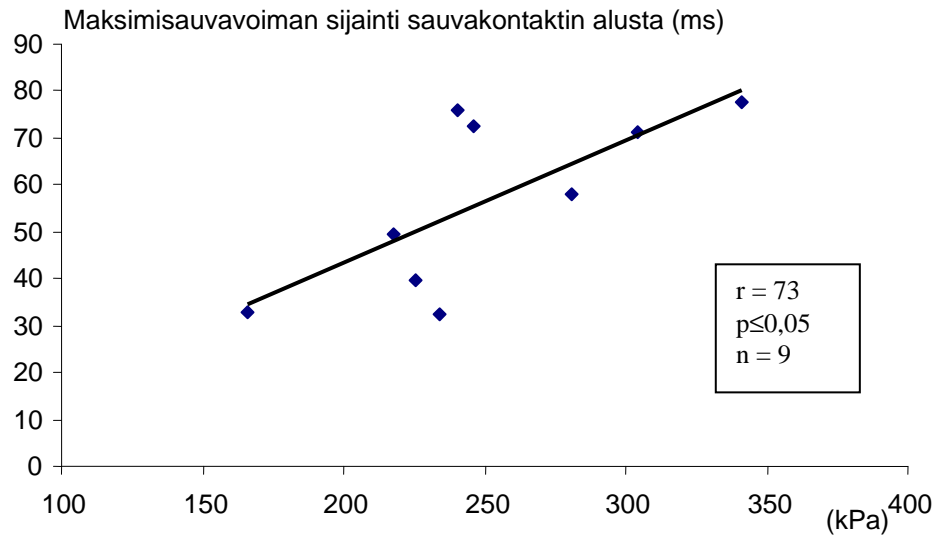


KUVA 18. Korrelaatio normaalin sauvakävelyn keskimääräisen sauvavoiman ja kantauskun maksimipaineen välillä.



KUVA 19. Korrelaatio kevennetyn sauvakävelyn keskimääräisen sauvavoiman ja kantauskun maksimipaineen välillä.

Lisäksi normaalin sauvakävelyn maksimisauvavoiman sijainti korreloi kantauskun maksimipaineen kanssa ($r=0,73$, $p \leq 0,05$ (KUVA 20)). Maksimisauvavoiman sijainnin ollessa myöhäisemmässä vaiheessa sauvakontaktin alusta, kasvaa kantauskun maksimipaine normaalissa sauvakävelyssä.



KUVA 20. Korrelaatio normaalien sauvakävelyn maksimisauvavoiman sijainnin ja kantaiskun maksimipaineen välillä.

8 POHDINTA

Tässä tutkimuksessa haluttiin saada selville, että onko selkärangan kasaanpainuminen pienempää sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä. Hypoteesina oli, että selkärangan kasaanpainuminen on pienempää sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä. Tutkimuksen tulos oli kuitenkin päinvastainen eli selkärangan kasaanpainuminen oli suurempaa normaalilla sauvakävelyllä kuin tavallisella kävelyllä. Tutkimuksessa haluttiin myös saada selville, että onko käsien käytön tehostamisella vaikutusta selkärangan kasaanpainumiseen. Olettamuksena oli, että selkärangan kasaanpainuminen on pienempää sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä. Tulos oli kuitenkin päinvastainen eli käsien käytön tehostaminen lisäsi selkärangan kasaanpainumista. Seuraavaksi on pohdittu, mistä johtuu normaalin sauvakävelyn suurempi selkärangan kasaanpainuminen.

Koehenkilöiden pituuksissa oli tapahtunut suorituksen aikana lyhenemistä. Pituusero oli tilastollisesti erittäin merkitsevä. Koehenkilöiden alkupituuksien (kävely $1692 \pm 80,0$ mm, normaali sauvakävely $1694,1 \pm 80,1$ mm, kevennetty sauvakävely $1691,1 \pm 79,5$ mm) välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Myöskään loppupituuksien (kävely $1688,7 \pm 79,8$ mm, normaali sauvakävely $1689,2 \pm 80,7$ mm, kevennetty sauvakävely $1689 \pm 80,1$ mm) välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Näin ollen koehenkilöiden pituudet olivat alku- ja loppupituuksien osalta samanlaiset eli selkärangan kuormittuminen oli samanlainen jokaisessa suorituksessa. Kuitenkin, kun lasketaan pituuden muutokset jokaiselle suoritukselle erikseen, huomataan, että selkärangan kasaanpainumisessa on suoritusten välillä tilastollisesti merkitsevää eroa.

Normaali sauvakävely aiheutti suurimman pituuden muutoksen eli suurimman selkärangan kasaanpainumisen ($4,85 \pm 1,6$ mm). Kävelyssä selkäranka painui kasaan ($3,27 \pm 1,6$ mm) enemmän kuin kevennetyssä sauvakävelyssä ($2,1 \pm 1,5$). Pituuden muutoksen ero oli tilastollisesti merkitsevä normaalien sauvakävelyn ja tavallisen kävelyn välillä. Myös normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero. Tilastollinen teho normaalien ja kevennetyn sauvakävelyn välillä oli 93 %. Kevennetyn sauvakävelyn ja kävelyn välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa pituuden muutoksessa. Tästä voidaan olettaa, että normaali sauvakävely tuottaa suurimman kuormituksen selkärankaan, kun käytettiin samaa nopeutta (6 km/h) ja yhden asteen kä-

velyalustan kulmaa. Normaali sauvakävely ja tavallinen kävely suoritettiin samaan aikaan aamupäivästä, mutta eri päivinä. Kun taas kevennetty sauvakävely tehtiin iltapäivällä ja normaalin sauvakävelyn jälkeen. Nämä tekijät ovat voineet vaikuttaa siihen, että kevennetyssä sauvakävelyssä selkärangan kasaanpainuminen oli pienintä, koska Reilly ym. (1984) mukaan suurin pituushävikki tapahtuu aamupäivän aikana.

Miksi normaalissa sauvakävelyssä selkärangan kasaanpainuminen oli suurempaa kuin tavallisessa kävelyssä? Tämä johtui mahdollisesti siitä, että koehenkilöt eivät olleet aikaisemmin sauvakävelleet, joten normaalin sauvakävelyn alussa he eivät olleet tottuneet kävelemään sauvojen kanssa. Näin ollen kantauskun voimakkuus oli suorituksen alkuosassa suurempi. Garbutt ym. (1990) ovat juoksututkimuksessaan havainneet, että pituuden muutos on suorituksen alkuosassa suurempaa kuin loppuosassa. Lisäksi normaalin sauvakävelyn voimakkaampi käsien käyttäminen saattaa aiheuttaa kierto liikettä, mikä voi tehostaa pituuden muutosta. Au ym. (2001) mukaan vartalon kierto liike tehostaa pituuden muutoksen kasvamista. Callaghan ym. (1999) olivat tutkimuksessaan havainneet, että rajoittunut käsien käyttö kävelyssä vähensi lannerangan kierto liikettä. Tästä voisi päätellä, että voimakas käsien käyttö normaalissa sauvakävelyssä todennäköisesti osaltaan selittää suuremman selkärangan kasaanpainumisen normaalissa sauvakävelyssä, koska käsien käyttö kävelyssä lisää lannerangan kierto liikettä. Callaghan ym. (1999) tutkimuksessa ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevää eroa käsien käytöllä tavallisessa kävelyssä. Tätä tulosta selittää se, että tutkimuksessa oli vain viisi koehenkilöä, joten tilastollisten laskelmien teko oli heikkoa.

Pituuden väheneminen saattoi johtua siitä, että välilevyssä tapahtui nestehävikkiä suoritusten aikana. Nestehävikki on suurempaa välilevyn syykehällä kuin välilevyn ytimessä. (Kraemer ym. 1985) Normaalin sauvakävelyn suurempi pituuden muutos kävelyyn verrattuna ei ole kuitenkaan todennäköisesti haitallinen selkäkivusta kärsiville ihmisille, koska Garbutt ym. (1990) eivät juoksututkimuksessa havainneet yhteyttä pituuden muutoksen ja selkäkivun välillä, vaikka pituuden muutokset olivat suuremmat kuin normaalissa sauvakävelyssä.

Tässä tutkimuksessa selkäranka painui kasaan enemmän tavallisessa kävelyssä kuin (Hoe ym. 1994) tutkimuksessa. Tämä johtunee ainakin osaltaan siitä, että suoritus aika oli viisi minuuttia pitempi tässä sauvakävelytutkimuksessa kuin Hoe ym. (1994) tutki-

muksessa. Lisäksi kävelynopeudella ja juoksumaton kovuudella voi olla hieman vaikutusta selkärangan kasaanpainumisessa. Normaalissa sauvakävelyssä selkärangan kasaanpainuminen oli tässä tutkimuksessa hieman pienempää kuin mitä juoksun osalta on raportoitu (Garbutt ym. 1990, Hoe ym. 1994). Toisaalta Dowzer ym. 1998 sai vähän pienemmän selkärangan kasaanpainumisen juoksumatolla juoksussa, kun suorituksen kesto-aika oli sama 30 minuuttia. Koehenkilöt juoksivat tällöin 80 %:n teholla heidän maksimi hapenkulutuksesta, joka oli noin 44 ml/kg. Vesijuoksuun verrattuna selkärangan kuormittuminen on suurempaa normaalissa sauvakävelyssä kuin syvässä vedessä juostessa. Kevennetyssä sauvakävelyssä selkärangan kasaanpainuminen oli samaa suuruusluokkaa kuin vesijuoksussa. (Dowzer ym. 1998)

Pituuden mittaustavaksi valittiin kymmenen perättäistä mittauskertaa, joiden aikana koehenkilö ei tullut mittauslaitteesta pois. Tällä tavalla saatiin minimoitua pituuden mittauksen keskihajontaa (Stothart ja McGill 2000). Pituuden mittausten keskihajonta oli suurempi tässä tutkimuksessa kuin aikaisemmissa tutkimuksissa (Eklundin ja Corlettin 1984, McGill ym. 1996, Stothart ja McGill 2000). Koehenkilöt hengittivät kevyesti pituuden mittausten aikana. Yhdellä koehenkilöllä pituudenmittauksen keskihajonnat olivat erityisen suuria. Suurin arvo oli 3,84 mm. Syy tähän oli ilmeisesti pituusmittausasennon korjaaminen moneen kertaan pituusmittauksen aikana. Pienin keskihajonta (0,25 mm) oli pienempi kuin aikaisemmissa tutkimuksissa. Pituusmittauksen keskihajontojen keskiarvo oli 1,29 mm. Syy suureen hajontaan voi olla hengityksessä tai kallon aukileiden osumisessa mittauskohtaan, jolloin pienikin poikkeama kallonluiden muodossa voi aiheuttaa virhettä. Pituuden mittauslaitteen mittausanturi voi liikkua hieman kallonluiden mukaan pääläellä. Myös polven kohdalla voi tulla virhettä pituusmittaukseen, jos polvea ei suoristeta aina täysin suoraksi. Stadiometrillä voidaan päästä pieneenkin keskihajontaan, mutta silloin on kontrolloitava tarkemmin virhelähteiden aiheuttamat virheet. Tarkkaan mittaukseen pääsemiseksi on koehenkilön keskityttävä suoritukseen huolellisesti ja mahdolliset ympäristön aiheuttamat häiriötekijät esim. mittausympäristön äänet saatava minimoitua.

Sauvakävelysuoritusten (normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn) aikaiset sauvavoimat erosivat toisistaan hieman vähemmän (26 %) kuin oli tarkoitettu. Kuitenkin tässä tutkimuksessa päästiin hyvään tulokseen kevennetyn sauvavoiman seurattavuudessa, koska suunnitellun ja todellisuuden välinen ero oli vain neljä prosenttia. Maksimaalinen sau-

vavoima oli suurempi normaalissa sauvakävelyssä kuin kevennetyssä sauvakävelyssä, ero oli tilastollisesti merkitsevä. Brunelle ja Miller (1998) tutkimuksessa sauvavoimat (resultanttivoima) olivat keskimäärin 26,3 % kehon painosta. Tässä tutkimuksessa normaalin sauvakävelyn sauvavoimat olivat keskimäärin 32,5 % kehon painosta eli tässä tutkimuksessa käytettiin sauvoja hieman voimakkaammin kuin Brunelle ja Miller (1998) tutkimuksessa.

Keskimääräisessä sauvavoimassa oli tilastollisesti merkitsevää eroa normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä, mutta sauvakontaktin kestoajassa ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Myöskään maksimaalisen sauvavoiman sijainnissa sauvakontaktin alusta ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä. Yhteenvetona voidaan todeta, että normaalissa sauvakävelyssä sauvavoimat olivat suuremmat kuin kevennetyssä sauvakävelyssä, mikä oli odotettu tulos. Samoin voimantuottonopeus oli suurempi normaalissa sauvakävelyssä kuin kevennetyssä sauvakävelyssä, joten suurempi voima tuotettiin lyhyemmässä ajassa.

Askelpituus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi normaalissa sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Tulosta ei voi verrata suoraan Willson ym. (2001) tutkimukseen, koska siinä kävelynopeus (5,3 km/h) oli pienempi kuin tässä tutkimuksessa. Kävelyssä askelpituus oli hieman lyhyempi kuin tässä tutkimuksessa. Sauvakävelyssä kävelynopeus (5,7 km/h) oli pienempi kuin tässä tutkimuksessa, ja askelpituus hieman pidempi kuin tässä tutkimuksessa (Willson ym. 2001). Vastaavasti askeltiheys oli tässä tutkimuksessa tilastollisesti merkitsevästi pienempi normaalissa sauvakävelyssä kuin kävelyssä. Yhteenvetona voidaan todeta, että askelpituuden kasvaessa askeltiheys pienenee. Samalla askelkontaktin kesto aika pitenee. Kantauskun aiheuttamalla paineella, kantauskun keskimääräisellä maksimipaineella ja kantauskun maksimipaineen sijainnilla kontaktin alusta ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.

Kantauskun maksimipaine laskettiin tässä tutkimuksessa kantaosan kahdelle ensimmäiselle anturille. Suorituksen aikainen kantauskun maksimipaine ei eronnut tilastollisesti merkitsevästi kävelyn ja sauvakävely suoritusten välillä. Myöskään kantaosan neljälle ensimmäiselle anturille laskettu kantauskun maksimipaine ei eronnut tilastollisesti merkitsevästi eri suoritusten välillä. Tässä tutkimuksessa kantauskun maksimipaine oli suurempi normaalin sauvakävelyn alussa (271,3±65,5 kPa) kuuden minuutin kohdalla kuin

kävelyssä ($243,9 \pm 54,0$ kPa). Lisäksi normaalin sauvakävelyn alku ($271,3 \pm 65,5$ kPa) erosi tilastollisesti merkitsevästi suorituksen keskiosaan ($252,2 \pm 56,8$ kPa) ja loppuun ($248,8 \pm 59,2$ kPa) verrattuna. Brunelle ja Miller (1998) olivat tutkimuksessaan todenneet, että kantaisku on voimakkaampi sauvakävelyssä kuin tavallisessa kävelyssä. Tutkimus oli tehty voimalevyllä. Tässä tutkimuksessa huomattiin, että kantaisku on suurempi vain normaalin sauvakävelyn alussa, kun vertailukohtana olivat tavallinen kävely ja kevennetty sauvakävely.

Sauvavoimat korreloivat kantaiskun maksimipaineen kanssa. Voimakkaampi käsien käyttö lisää kantaiskun maksimipainetta. Kuitenkaan tässä tutkimuksessa käytetyillä keskimääräiset sauvavoimat eivät saa aikaiseksi tilastollisesti merkitsevää eroa keskimääräisessä kantaiskun maksimipaineessa sauvakävelyn ja tavallisen kävelyn välillä. Eikä myöskään normaalin ja kevennetyn sauvakävelyn välillä. Lisäksi normaalin sauvakävelyn maksimisauvavoiman sijainnin ja keskimääräisen kantaiskun maksimipaineen välillä oli vähäistä korrelaatiota. Maksimisauvavoiman ollessa sijainniltaan ajallisesti myöhäisemmässä vaiheessa kasvaa keskimääräinen kantaiskun maksimipaine. Maksimaalisen sauvavoiman sijaitessa myöhemmässä vaiheessa, kohdistuu sauvojen työntövoima enemmän eteenpäin. Näin ollen kantaiskun maksimipaine kasvaa. Korrelaatioissa oli kuitenkin suhteellisen paljon hajontaa.

Yhteenvedon voidaan todeta, että tutkimuksen tulokset olivat päinvastaiset oletuksiin nähden. Tulosten mukaan normaali sauvakävely aiheuttaa suuremman selkärangan kasaanpainumisen verrattuna tavalliseen kävelyyn, kun käytetään samaa kävelynopeutta. Lisäksi sauvavoimat ja kantaiskun maksimipaine korreloivat keskenään eli sauvavoiman kasvaessa kantaiskun maksimipaine kasvaa. Selkärangan suuri kasaanpainuminen johtuneekin osaltaan normaalin sauvakävelysuorituksen alun suuremmasta kantaiskun voimakkuudesta tavalliseen kävelyyn verrattuna. Toinen tekijä on mahdollisesti normaalissa sauvakävelyssä tapahtuva suurempi kierto liikke lannerangassa kuin kävelyssä. Normaalin sauvakävelyn suurempi pituuden muutos kävelyyn verrattuna ei ole kuitenkaan todennäköisesti haitallinen selkävaurasta kärsiville ihmisille.

Lopuksi on esitetty tästä tutkimuksesta esille kohonneita lisätutkimusaiheita. Selkärangan kuormitusta sauvakävelyssä pitäisi vielä tutkia eri kulmilla ja nopeuksilla. Esimerkiksi alamäkisauvakävelyssä on niveliin kohdistuvat voimat huomattavasti pienemmät

kuin kävelyssä. Lisäksi pitäisi tutkia pituuden mittaukseen liittyvät virhetekijät, kuten hengityksen vaikutus.

9 LÄHTEET

- Adams, M.A., Hutton, W.C. 1983. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine* 8(6), 665-671.
- Andersson, G.B.J., Örtengren, R., Schultz, A. 1980. Analysis and measurement of the loads on the lumbar spine during work at a table. *Journal of Biomechanics* 13, 513-520.
- Au, G., Cook, J., McGill, M. 2001. Spinal shrinkage during repetitive controlled torsional, flexion and lateral bend motion exertions. *Ergonomics* 44(4), 373-381.
- Burton, A.K., Tillotson, K.M. 1994. Estimation of spinal loads in overhead work. *Ergonomics* 37(8), 1311-1321.
- Brunelle, E.A., Miller, M.K. 1998. The effects of walking poles on ground reaction forces. *Research Quarterly Exercise Sports* 69(Suppl.), A30.
- Callaghan, J.P., Patla, A.E., McGill, S.M. 1999. Low back three-dimensional joint forces, kinematics and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* 14, 203-216.
- Callaghan, J.P. ja McGill, S.M. 2001. Low back joint loading kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics* 44(3), 280-494.
- Cappozzo, A. 1983. The forces and couples in the human trunk during level walking. *Journal of Biomechanics* 16(4), 265-277.
- Cappozzo, A. 1984. Compressive loads in the lumbar vertebral column during normal level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 1, 292-301.
- Church, T.S., Earnest, C.P., Morss, G.M. 2002. Field testing of physiological responses associated with nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 73(3), 296-300.

- Cromwell, R., Schultz, A.B., Beck, R., Warwick, D. 1989. Loads on the lumbar trunk during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 7, 371-377.
- Grönblad, M. Ym. 2001. TULES –vuosikymmen 2000-2010 YK:n ja WHO:n tukema jättiprojekti. *Suomen lääkärilehti* 7.
- Dolan, P., Kingma, I., Van Dieen, J., De Looze, M.P., Toussaint, H.M., Baten, C.T.M., Adams, M.A. 1999. Dynamic forces acting on the lumbar spine during manual handling. *Spine* 24(7), 698-703.
- Dolan, P., Kingma, I., De Looze, M.P., Van Dieen, J.H., Toussaint, H.M., Baten, C.T.M., Adams, M.A. 2001. An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. *Clinical Biomechanics* 16(Suppl.) 1, S17-S24.
- Dowzer, C.N., Reilly, T., Cable, N.T. 1998. Effects of deep and shallow water running on spinal shrinkage. *British journal of sports medicine* 32(1), 44-48.
- Eklund, J.A.E., Corlett, N.E. 1984. Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine* 9(2), 189-194.
- Garbutt, G., Boocock, M.G., Reilly, T., Troup, J.D.G. 1990. Running speed and spinal shrinkage in runners with and without low back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22(6), 769-772.
- Granata, K.P. ja Wilson, S.E. 2001. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics* 16, 650-659.
- Hoe, A., Atha, J., Murray – Leslie, C. 1994. Stature loss from sustained gentle body loading. *Annals of Human Biology* 21(2), 171 – 178.
- Karawan, A., Porcari, J.P., Butte, N.K., Postmus, A.M., Stoughton, L., Larkin, J. 1992. effects of 12 week of walking or exersstriding on upper body strength and endurance. *Medicine and sience in sports and exercise* 24(Suppl)824, S138.

- Koeller, W., Meier, W., Hartmann, F. 1984 Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression. *Spine* 9(7), 725-733.
- Kraemer, J., Kolditz, D., Gowin, R. 1985. Water and electrolyte content of human intervertebral discs under variable load. *Spine* 10(1), 69-71.
- McGill, S.M., Norman, R.W. 1987. Reassessment of the role of intra – abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics* 30(11), 1565-1588.
- McGill, S.M., Van Wijk, M.J., Axler, C.T., Gletsu, M. 1996. Studies of spinal shrinkage to evaluate low – back loading in the workplace. *Ergonomics* 39(1), 92-102.
- Moore, K.L. ja Dalley, A.F. 1999. Clinically oriented anatomy. ISBN 0-683-06141-0. Lippincott Williams & Wilkins. 4. Painos. s. 432-454.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist, S.E. 1991. Ihmisen fysiologia ja anatomia. ISBN 951-0-16801-7. Wsoy, Porvoo. 7. painos. s. 109-113.
- Porcari, J.P., Hendrickson, T.L., Walter, L.T., Walsko, G. 1997. The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 68(2), 161-166.
- Puky, P.de., 1935. The physiological oscillation of the length of the body. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 6, 338-347.
- Reilly, T., Tyrrell, A.R., Troup, J.D.G., 1984. Circadian variation in human stature. *Chronobiology International* 1, 121-126.
- Riihimäki, H., Heliövaara, M., Tuki- ja liikuntaelinsairauksien työryhmä. 2002. Terveys 2000 tutkimuksen perustulokset. Kansanterveyslaitoksen julkaisuja B3. Toimittanut Aromaa, A., Koskinen, S. Terveys ja toimintakyky Suomessa. Helsinki. [Http://www.Ktl.fi/terveys2000/perusraportti/7.3.html](http://www.Ktl.fi/terveys2000/perusraportti/7.3.html). Päivitetty 6.6.2002.

- Riihimäki, H. 1999. Selkäkipu – merkittävä kansanterveysongelma. *Duodecim* 115(16): 1665.
- Rodgers, C.D., Vanheest, J.L., Schachter, C.L. 1994. Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27(4), 607-611.
- Rohlmann, A., Bergmann, G., Graichen, F. 1994. A spinal fixation device for in vivo load measurement. *Journal of Biomechanics* 27(7), 961-967.
- Rohlmann, A., Bergmann, G., Graichen, F. 1997. Loads on an internal spinal fixation device during walking. *Journal of Biomechanics* 30(1), 41-47.
- Rohlmann, A., Claes, L.E., Bergmann, G., Graichen, F., Neef, P., Wilke, H.J. 2001. Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. *Journal of Erconomics* 44(8), 781-794.
- Schwameder, H., Roithner, R., Muller, E., Niessen, W., Raschner, C. 1999. Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of Sports Sciences* 17, 969-978.
- Stothart, J.P. ja McGill, M. 2000. Stadiometry: on measurement technique to reduce Variability in spine shrinkage measurement. *Clinical Biomechanics* 15, 546-548.
- Taimela, S. 1999. Selkäkipu vai –vaiva. *Duodecim* 115(16):1661.
- Tyrrell, A.R., Reilly, T., Troup, J.D.G. 1985. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine* 10(2), 161-164.
- Van Dieen, J.H., Toussaint, H.M. 1993. Spinal shrinkage as a parameter of functional load. *Spine* 18(11), 1504-1514.

- Van Dieen, J.H., Toussaint, H.M., Stam, C., Hol, J. 1994. Viscoelasticity of the Individual spine. *Journal of Clinical Biomechanics* 9, 61-63.
- Walter, P.R., Porcari, J.P., Brice, G., Terry, L. 1996. Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation* 16(4), 245-250.
- Wilke, H.J., Neef, P., Caimi, M., Hooglund, T., Claes, L.E. 1999. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24(8), 755-762.
- Willson, J., Torry, M.R., Decker, M.J., Kernozek, T., Steadman, J.R. 2001. Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine & Science in sports & Exercise* 33(1), 142-147.